

PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO PARANÁ
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM TECNOLOGIA EM SAÚDE-PPGTS

EDGAR MANUEL GARCETE FARINA

**ANÁLISE BIOMECÂNICA DA COLUNA CERVICAL EM INDIVÍDUOS
SAUDÁVEIS E EM PACIENTES SUBMETIDOS A ARTRODESE CERVICAL:
IMPACTO NA DOENÇA DO NÍVEL ADJACENTE**

CURITIBA

2012

EDGAR MANUEL GARCETE FARINA

**ANÁLISE BIOMECÂNICA DA COLUNA CERVICAL EM INDIVÍDUOS
SAUDÁVEIS E EM PACIENTES SUBMETIDOS A ARTRODESE CERVICAL:
IMPACTO NA DOENÇA DO NÍVEL ADJACENTE**

Dissertação apresentada ao Curso de Pós-Graduação em Tecnologia em Saúde da Pontifícia Universidade Católica do Paraná, como requisito parcial à obtenção do título de Mestre.

Orientador: Prof. Dr. Luiz Roberto Aguiar

Co-orientador: Prof. Dr. Munir Antônio Gariba

CURITIBA

2012

Dados da Catalogação na Publicação
Pontifícia Universidade Católica do Paraná
Sistema Integrado de Bibliotecas – SIBI/PUCPR
Biblioteca Central

F225a
2012

Farina, Edgar Manuel Garcete
Análise biomecânica da coluna cervical em indivíduos saudáveis e em pacientes submetidos a artrodese cervical : impacto na doença do nível adjacente / Edgar Manuel Garcete Farina ; orientador, Luiz Roberto Aguiar ; co-orientador, Munir Antônio Gariba. -- 2012.
86 f. : il. ; 30 cm

Dissertação (mestrado) – Pontifícia Universidade Católica do Paraná, Curitiba, 2012
Bibliografia: f. 79-84

1. Biomecânica. 2. Artrodese. 3. Fusão vertebral. 4. Coluna vertebral. 5. Disco intervertebral. I. Aguiar, Luiz Roberto. II. Gariba, Munir Antônio. III. Pontifícia Universidade Católica do Paraná. Programa de Pós-Graduação em Tecnologia em Saúde. IV. Título.

CDD 20. ed. – 610.28



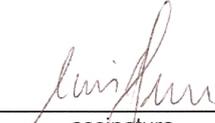
Pontifícia Universidade Católica do Paraná
Centro de Ciências Biológicas e da Saúde
Programa de Pós-Graduação em Tecnologia em Saúde

ATA DA SESSÃO PÚBLICA DE DEFESA DE DISSERTAÇÃO DE MESTRADO
DO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM TECNOLOGIA EM SAÚDE
DA PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO PARANÁ

DEFESA DE DISSERTAÇÃO Nº-148

Aos 31 dias de janeiro de 2012 realizou-se a sessão pública de defesa da dissertação: “Análise Biomecânica da Coluna Cervical em Indivíduos Saudáveis e em Pacientes Submetidos a Artrodese Cervical: Impacto na Doença do Nível Adjacente” apresentada por Edgar Manuel Garcete Farina, como requisito parcial para a obtenção do título de Mestre em Tecnologia em Saúde – Área de Concentração – Bioengenharia perante uma Banca Examinadora composta pelos seguintes membros:

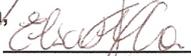
Prof. Dr. Luiz Roberto Aguiar,
PUJ CPR (Orientador e presidente)



assinatura

APROVADO
parecer (aprov/ reprov.)

Profª. Drª. Elisângela Ferretti Manffra,
PUJ CPR (Examinador)



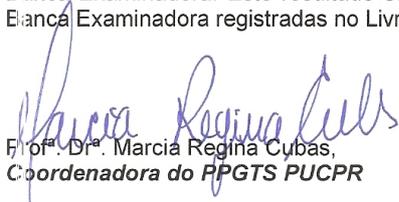
APROVADO

Prof. Dr. José Carlos Esteves Veiga,
FCMSCSP (Examinador)



APROVADO

Conforme as normas regimentais do PPGTS e da PUCPR, o trabalho apresentado foi considerado APROVADO (aprovado/reprovado), segundo avaliação da maioria dos membros desta Banca Examinadora. Este resultado está condicionado ao cumprimento integral das solicitações da Banca Examinadora registradas no Livro de Defesas do Programa.


Profª. Drª. Marcia Regina Cubas,
Coordenadora do PPGTS PUCPR

**Aos meus queridos pais, *Don Juan e Doña Olga* pelo amor e esforço constante
durante todos esses anos de estudo.**

AGRADECIMENTOS

Inicialmente agradeço a Deus e a Virgem de Ca'acupe por tudo que tenho hoje.

Ao meu orientador, amigo e referencia profissional e humana Professor Dr. Luiz R Aguiar pelo constante incentivo e ensinamentos ao longo desses anos.

Ao meu co-orientador, Professor Dr. Munir Antonio Gariba, pela ajuda e disponibilidade constante.

A Fernanda Von Hollebem pela paciência e ajuda em todo momento, com sua competência de sempre.

Ao Dr Marcus Andre Alcioly e Dr Guilherme Brasileiro Aguiar pelo apoio e companheirismo em todos esses anos.

Aos meus queridos professores Prof Dr Carlos Telles, Dr Elington Lannes, Dra Maud Parisse, Dr Flavio Nigri, Dr Jose Ricardo Pinto pela oportunidade e conhecimentos que me passaram.

Aos meus irmãos Juanra, Carola, Victor e Tonchi para força, compreensão e apoio que me transmitiram em todo esse tempo longe de casa.

Aos meus amigos, Cesar, Ruben, Victor e especialmente a Ana Luiza. Obrigado por tudo.

**“ A vida é curta, a arte é longa, a oportunidade é fugaz, a experiência enganosa, o julgamento difícil.”
Hipócrates (Aforismos)**

RESUMO

ANÁLISE BIOMECÂNICA DA COLUNA CERVICAL EM INDIVÍDUOS SAUDÁVEIS E EM PACIENTES SUBMETIDOS A ARTRODESE CERVICAL: IMPACTO NA DOENÇA DO NÍVEL ADJACENTE

A compreensão da biomecânica da coluna cervical e as alterações em níveis adjacentes a fusões (artrodeses) é de grande importância para o entendimento do desenvolvimento do que passou a ser denominado “*doença do nível adjacente*”. Levando-se em consideração que o disco intervertebral é uma estrutura viscoelástica, com propriedades reológicas, o incremento do estresse biomecânico no disco intervertebral no nível adjacente à fusão pode ser a causa das alterações degenerativas observadas radiologicamente no pós-operatório ou no desenvolvimento de novos sintomas de radículo e mielopatia. O presente estudo tem por objetivo investigar a velocidade linear e angular e a aceleração relativa entre a vértebra cervical superior a um segmento artrodesado e o próprio segmento. Para esta finalidade uma coorte de 17 indivíduos submetidos a cirurgia de artrodeose entre C3 e T1 foi comparada com um grupo controle de 17 indivíduos saudáveis, levando-se em consideração os mesmos níveis vertebrais. Para aquisição das imagens foi utilizado um método de videofluoroscopia, com registro do arco de movimento em flexão/extensão da coluna cervical, e os dados foram processados com o uso de computação gráfica e de um aplicativo MatLab especialmente desenvolvido para este fim. O estudo permitiu a verificação da velocidade de deslocamento translacional e angular entre dois segmentos, e das respectivas acelerações. Observou-se um aumento na velocidade linear média, devido especialmente a um incremento na velocidade na fase final do movimento de flexão, com uma diferença de proporções estatisticamente significativa entre os dois grupos (operados e controle). As diferenças de proporção entre as acelerações lineares médias (referente ao movimento de translação entre os segmentos) nos dois grupos, apesar de estatisticamente não significativa ($p=0,051$)

mostrou uma tendência a valores mais altos no grupo operado. Não se observou diferença de proporções nas demais variáveis estudadas, incluindo as velocidades e acelerações angulares. É possível observar que existe uma variância maior das velocidades e acelerações no grupo operado em relação ao controle. Este estudo permite identificar um aumento do estresse biomecânico nos níveis adjacentes à artrodese cervical, porém não é suficiente ainda para definir se as alterações discais que se desenvolvem no nível adjacente à fusão, caracterizando uma doença do nível adjacente, é consequência deste estresse ou faz parte da história natural de desenvolvimento da doença degenerativa da coluna cervical.

Palavras-chave: Fusão vertebral; biomecânica; coluna vertebral.

ABSTRACT

BIOMECHANICAL ANALYSIS OF THE CERVICAL SPINE IN HEALTHY INDIVIDUALS AND IN CERVICAL ARTHRODESIS PATIENTS: IMPACT ON ADJACENT-LEVEL DISEASE

A thorough comprehension of the biomechanics of the cervical spine as well as alterations in adjacent levels and fusions (arthrodesis) is crucial to understanding the development of what is now referred to as “*Adjacent-Level Disease*”. Given that intervertebral discs are viscoelastic in nature and have rheological properties, increased biomechanical stress on the intervertebral disc adjacent to arthrodesis may be the cause of postoperative degenerative changes observed radiologically, as well as the development of new radiculo- and myelopathic symptoms. The purpose of the current study was to investigate the linear and angular velocities as well as the relative acceleration between the cervical vertebra directly above a fused segment and the fused segment itself. A cohort of 17 individuals who had undergone arthrodesis between C3 and T1 was compared to a group of 17 healthy controls; comparisons were made to the same cervical vertebrae in the control group. Image acquisition was conducted using a videofluoroscopy method, which measured the range of flexion/extension of the cervical spine; data processing was conducted with computer graphics and a MatLab program especially developed for the current investigation. We were thus able to measure the velocity of the translational and angular displacement between each pair of segments, as well as their respective accelerations. Results revealed an increase in the mean linear velocity, which occurred primarily during the final phase of flexion, and these values differed significantly between the two groups (patients vs. controls). Although not statistically significant ($p=0,051$), the difference in mean linear acceleration between the two groups (related to the translational movement between segments) showed a trend

for higher values in the patient group. No significant differences were observed for any of the other variables studied, including angular velocity and acceleration. Nonetheless, there was a greater variance in the velocity and acceleration in the patient group relative to the control group. These results suggest an increase of biomechanical stress on levels adjacent to cervical arthrodesis; however, we are not as yet able to determine whether these adjacent disc alterations (which characterize adjacent-level disease) are caused by the aforementioned stress or whether they are a natural part of the process of cervical spine degeneration.

Keywords: Spinal fusion; biomechanics; cervical spine.

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

C1	vértebra cervical 1 (atlas)
C2	vértebra cervical 2 (axis)
C3	vértebra cervical 3
C4	vértebra cervical 4
C5	vértebra cervical 5
C6	vértebra cervical 6
C7	vértebra cervical 7
T1	vértebra torácica 1
EUA	Estados Unidos da América
SNC	sistema nervoso central
C	cervical
T	torácica
L	lombar
S	sacro
Co	cóccix
RM	ressonância magnética
RX	radiografia com raios X
ECM	musculo esternocleidomastoideio
σ_y	força elástica do material
σ_u	força máxima do material
t_0	tempo inicial
t_1	tempo final
σ	carga
ε	deformação
kPa	quilopascal
CCD	sistema digital de captura de câmara de vídeo
KW	quilowatts
mAs	ajuste de corrente
mHz	mHertz
t_1	tempo 1
t_2	tempo 2
t_3	tempo 3
v_1	velocidade 1
v_2	velocidade 2
v_3	velocidade 3

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1: Vista sagital esquerda da coluna vertebral do adulto, com as curvaturas fisiológicas. (Fonte: modificado de Netter, F: Interactive atlas of human anatomy. Ciba-Geigy, 1995)	21
Figura 2: Vértebra lombar vista superior. O forame vertebral é delimitado anteriormente pelo corpo vertebral e posteriormente pelos elementos do arco vertebral. (Fonte: o autor).....	23
Figura 3: Vértebra lombar vista lateral esquerda. Os elementos constituintes do corpo e do arco vertebral estão assinalados. (Fonte: o autor).....	24
Figura 4: Segmento motor cervical com os elementos que formam o complexo tri-articular. (Fonte: o autor)	25
Figura 5: Vértebra cervical típica, vista superior (axial) com os elementos neurais, vasculares, ligamentares e discais representados. (Fonte: o autor)	26
Figura 6: Partes constituintes do disco intervertebral. (Fonte: o autor).....	27
Figura 7: Seção sagital mediana da medula espinhal cervical alta. Observa-se a posição excêntrica posterior do núcleo pulposo nos discos intervertebrais C2-3 e C3-4 Fonte: (RAUSCHNING, W., 1997).....	28
Figura 8: Radiografias de coluna cervical em perfil com diferentes tipos de artrodese em múltiplos níveis: A – artrodese com enxerto ósseo autólogo; B – placa cervical anterior com parafusos bicorticais e enxerto ósseo autólogo; C – placa cervical anterior com parafusos monocorticais e espaçador intersomático. (Fonte: o autor) ...	30
Figura 9: Ilustração dos tempos cirúrgicos da artrodese anterior. A: Delimitação da incisão cirúrgica no pescoço; B: Vista anterior após exposição do espaço intervertebral e aplicação de retratores de Caspar; C: Retirada do disco intervertebral com pinça Love (discectomia); D: Interposição de enxerto ósseo ilíaco tricortical; E: Fixação anterior com placa e parafusos; F: Controle radiológico intraoperatório. (Fonte: o autor)	33
Figura 10: Diagrama de tensão-deformação. A: zona elástica; B: zona plástica; seta azul: ponto de ruptura. Fonte: Modificado de Özkaya e Leger (2001) (ÖZKAYA, N.; LEGER, D., 2001).	39
Figura 11: Diagrama de representação da relação tensão/deformação de um material elástico linear	40

Figura 12: Diagrama representativo da relação tensão/deformação de material viscoelástico. Para uma mesma deformação observa-se diferentes tensões, dependendo do tempo de aplicação da força.	41
Figura 13: Diagrama representativo de um teste de deformação progressiva e recuperação. A: relação carga/tempo; B: resposta da deformação em relação ao tempo para material elástico; C e D: resposta da deformação em relação ao tempo para material viscoelástico.....	42
Figura 14: Simulação do efeito de distorção em almofada de alfinetes (<i>pincushion distortion</i>). Observa-se na parte central mínima distorção e na periferia a distorção é maior. Fonte: Modificado de http://en.wikipedia.org/wiki/File:Pincushion_distortion.svg (WOLFWINGS, 2008). 46	46
Figura 15: Imagem do posicionamento de uma voluntária, do arco (<i>leds</i>) e da fluoroscopia para obtenção das imagens. Observe os braços suspensos ao lado do corpo, ombro relaxado, os pés apoiados e o tórax fixado na cadeira por tiras elásticas. Fonte: (PASQUALIN, V. D., 2008).	50
Figura 16: Imagem fluoroscópica obtida com exposição do calibrador. A: Efeitos de distorção: ampliação e <i>pincushion</i> . Pode-se observar a distorção máxima na periferia e mínima no centro; B: Correção de distorções utilizando sistema não linear de correção (MatLab). Fonte: Pasqualin, 2008 (PASQUALIN, V. D., 2008)	51
Figura 17: Imagens fluoroscópicas gerada pelo aplicativo (MatLab) da coluna cervical em extensão máxima. A: marcação dos pontos nos cantos da vértebra (C4) e do segmento artrodesado (C5-C6); B: marcação automática da tangente posterior; C: marcação automática do centro geométrico da vértebra (C4) e do segmento artrodesado (C5-C6). (Fonte: o autor)	52
Tabela 1: Especificação dos níveis de determinação das medidas nos dois grupos (operados e controle).	55
Tabela 2: Correlação de Pearson para medida do erro do método	56
Tabela 3: Teste de normalidade para velocidades lineares.....	57
Tabela 4: Testes de normalidade para velocidades angulares e aceleração	58
Tabela 5: Distribuição dos valores da média e desvio padrão para velocidade linear 1 nos dois grupos.....	59

Tabela 6: Distribuição dos valores da média e desvio padrão para velocidade linear 2 nos dois grupos.....	60
Tabela 7: Distribuição dos valores da média e desvio padrão para velocidade linear 3 nos dois grupos.....	61
Tabela 8: Distribuição dos valores da média e desvio padrão para velocidade linear média nos dois grupos	62
Tabela 9: Distribuição dos valores da média e desvio padrão para velocidade angular 1 nos dois grupos.....	63
Tabela 10: Distribuição dos valores da média e desvio padrão para velocidade angular 2 nos dois grupos	64
Tabela 11: Distribuição dos valores da média e desvio padrão para velocidade angular 3 nos dois grupos	65
Tabela 12: Distribuição dos valores da média e desvio padrão para velocidade angular média nos dois grupos	66
Tabela 13: Distribuição dos valores da média e desvio padrão para aceleração linear média nos dois grupos	67
Tabela 14: Distribuição dos valores da média e desvio padrão para aceleração angular média nos dois grupos	68
Tabela 15: Conversão dos valores de velocidade linear média (pixels/seg para mm/seg)..	74
Tabela 16: Conversão dos valores de velocidade angular média (graus/seg para radianos/seg e miliHertz).....	74
Gráfico 1: Correlação de Pearson para medida do erro do método no grupo operado.....	56
Gráfico 2: Distribuição dos valores da média e desvio padrão para velocidade linear 1 nos dois grupos.....	59
Gráfico 3: Distribuição dos valores da média e desvio padrão para velocidade linear 2 nos dois grupos.....	60
Gráfico 4: Distribuição dos valores da média e desvio padrão para velocidade linear 3 nos dois grupos.....	61
Gráfico 5: Distribuição dos valores da média e desvio padrão para velocidade linear média nos dois grupos	62
Gráfico 6: Distribuição dos valores da média e desvio padrão para velocidade angular 1 nos dois grupos	63

Gráfico 7: Distribuição dos valores da média e desvio padrão para velocidade angular 2 nos dois grupos	64
Gráfico 8: Distribuição dos valores da média e desvio padrão para velocidade angular 3 nos dois grupos	65
Gráfico 9: Distribuição dos valores da média e desvio padrão para velocidade angular média nos dois grupos	66
Gráfico 10: Distribuição dos valores da média e desvio padrão para aceleração linear média nos dois grupos	67
Gráfico 11: Distribuição dos valores da média e desvio padrão para aceleração angular média nos dois grupos	68

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	17
1.1	OBJETIVO GERAL	19
1.2	OBJETIVOS ESPECÍFICOS	19
2	REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	20
2.1	COLUNA VERTEBRAL - ANATOMIA	20
2.2	COLUNA CERVICAL - ANATOMIA	24
2.3	A ARTRODESE INTERSOMÁTICA CERVICAL	29
2.4	TÉCNICA CIRÚRGICA	32
2.5	DOENÇA DO NÍVEL ADJACENTE	34
2.6	BIOMECÂNICA	36
2.7	VISCOELASTICIDADE	38
2.8	O NÚCLEO PULPOSO COMO MATERIAL VISCOELÁSTICO	43
2.8.1	Videofluoroscopia no Estudo Biomecânico da Coluna	44
3	METODOLOGIA	47
3.1	SUJEITOS	47
3.1.1	Critérios de Inclusão Sujeitos Operados (Grupo Caso)	47
3.1.2	Critérios de Exclusão Sujeitos Operados (Grupo Caso)	48
3.1.3	Critérios de inclusão - grupo controle	48
3.1.4	Critérios de Exclusão - Grupo Controle	48
4	AQUISIÇÃO DE IMAGENS (VÍDEOS)	49
4.1	LOCAL E EQUIPAMENTO	49
4.2	MOVIMENTAÇÃO CERVICAL PARA O ESTUDO	49
4.3	INTENSIFICADOR DE IMAGENS E VIDEOFLUOROSCOPIA	50
4.4	DEFINIÇÃO DAS VARIÁVEIS	51
4.5	ERRO DO MÉTODO	51
4.6	ÂNGULO DE ROTAÇÃO	52
4.7	DESLOCAMENTO LINEAR (TRANSLACIONAL)	53
4.8	VELOCIDADE (LINEAR E ANGULAR)	53
4.9	ACELERAÇÕES (LINEAR E ANGULAR)	53
4.10	ANÁLISE ESTATÍSTICA	54
5	RESULTADOS	54
6	DISCUSSÃO	69
6.1	CONSIDERAÇÕES SOBRE A METODOLOGIA	70
6.2	CONSIDERAÇÕES SOBRE O ERRO DO MÉTODO (OBSERVADOR)	73
6.3	CONSIDERAÇÕES SOBRE RESULTADOS OBTIDOS	73
6.4	PROPOSTAS PARA TRABALHOS FUTUROS	77
7	CONCLUSÕES	78
8	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	79
9	APÊNDICE	85
9.1	APÊNDICE A	85
9.2	APÊNDICE B	86

1 INTRODUÇÃO

A artrodese é a técnica cirúrgica utilizada para unir ossos previamente articulados. A artrodese intersomática cervical foi descrita em Baltimore (EUA) na década de 50 por George W. Smith e Robert A. Robinson (SMITH, G. W.; ROBINSON, R. A., 1958) e é utilizada para estabilizar a coluna cervical, promovendo fusão entre corpos vertebrais adjacentes, após a retirada do disco intervertebral. A discectomia com artrodese cervical anterior é a cirurgia da coluna cervical mais comum e amplamente utilizada em todo o mundo. (RIHN, J. A. *et al.*, 2009)

Com o aumento do uso da artrodese cervical anterior passou-se a observar que doenças discais podem ocorrer no nível adjacente à artrodese (HILIBRAND, A. S.; ROBBINS, M., 2004; RIHN, J. A. *et al.*, 2009). Uma combinação de fatores podem contribuir para o surgimento da chamada “*doença do nível adjacente*”, incluindo o incremento do estresse biomecânico que pode ocorrer no disco do nível adjacente à fusão. No entanto, a progressão da degeneração discal ou o aparecimento de sintomas em níveis adjacentes pode fazer parte da própria história natural da espondilopatia cervical. (RIHN, J. A. *et al.*, 2009). Observando uma série de pacientes com discopatia cervical, Hilibrand e Robbins observaram ser comum o surgimento de doença inclusive em múltiplos níveis (HILIBRAND, A. S.; ROBBINS, M., 2004), e salientam ser muito difícil obter consenso sobre a etiologia do acometimento segmentar adjacente em casos particulares.

Recentemente surgiu uma nova técnica cirúrgica, a artroplastia cervical, que consiste na substituição do disco intervertebral lesado por um disco artificial capaz de manter a amplitude de movimento do segmento. Este procedimento, de custo mais elevado que as cirurgias convencionais de artrodese, se apoia na afirmação de que, mantendo a movimentação, o nível adjacente seria menos acometido por degeneração, pois se manteria a biome-

cânica do segmento mais próximo do natural (BRYAN, V. E., JR., 2002). Resultados de curto prazo do uso da prótese discal artificial se mostram discrepantes, e sua utilização de rotina, como substituição à técnica da fusão, realizada há décadas, ainda não está definida (WANG, M. Y. *et al.*, 2005).

Análises biomecânicas, com estudo da velocidade de deslocamento de vértebras adjacentes a segmentos artrodesados poderia auxiliar no conhecimento da fisiopatologia destas alterações e contribuir para esclarecer fatores relevantes que estariam envolvidos na etiologia da doença. Este trabalho dá continuidade a um estudo prévio, realizado no PPGTS da PUCPR, onde o grau de deslocamento rotacional e angular em níveis adjacentes a artrodese foi estudado. Os resultados mostraram haver uma diferença estatisticamente significativa nos níveis superiores à artrodese. (PASQUALIN, V. D., 2008). Neste estudo serão determinadas a velocidade e a aceleração angular e linear no segmento vertebral superior a artrodese. Estas medições serão comparadas estatisticamente com segmentos vertebrais análogos em indivíduos sem artrodese e sem doença degenerativa da coluna cervical. Partimos do princípio que o disco intervertebral é um material que apresenta características viscoelásticas, e portanto se comporta com propriedades biomecânicas distintas, dependendo da pressão exercida sobre ele. Se a velocidade e/ou a aceleração da vértebra superior ao nível artrodesado for maior que o grupo controle, pode-se esperar um maior impacto ou estresse biomecânico, caracterizando-se como mais um fator etiológico a ser considerado, além do aumento do deslocamento translacional e rotacional entre vértebras, determinando maior estiramento de fibras colágenas, propiciando uma aceleração do processo degenerativo do disco nos níveis adjacentes. (IATRIDIS, J. C. *et al.*, 1996)

1.1 OBJETIVO GERAL

Avaliar o impacto da artrodese da coluna cervical por via anterior em relação à mobilidade do segmento vertebral superior, adjacente aos níveis artrodesados.

1.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

Determinar a velocidade linear e angular da vértebra superior a um segmento com artrodese cervical anterior e entre duas vértebras análogas em indivíduos sem artrodese.

Determinar a aceleração entre os dois segmentos nestes mesmos casos.

Comparar as diferenças de velocidade linear e angular e de aceleração entre vértebras entre um grupo de pacientes com artrodese e um grupo controle de indivíduos saudáveis.

2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

2.1 COLUNA VERTEBRAL - ANATOMIA

A coluna vertebral se estende da base do crânio até o final do cóccix. É o componente principal do eixo do corpo humano, e tem como funções auxiliar no suporte e manutenção postural, transmitindo cargas da massa corporal ao quadril e membros inferiores, auxiliar na locomoção, e proteger a medula espinhal, estrutura importante e delicada que está localizada no interior do canal vertebral, que contém ainda membranas de revestimento do SNC (dura-máter, pia-máter e aracnóide) e a origem dos nervos espinhais (raízes nervosas). Quando na posição sentada, a coluna vertebral transmite o peso do corpo sobre as articulações sacroilíacas para o osso ilíaco e tuberosidade isquiática. Quando em pé, o peso do corpo é transferido pelas articulações sacro-ilíacas para o acetábulo (articulação coxofemoral) e fêmur (MOORE, K. L., 1992).

Na maioria das vezes a coluna vertebral é formada por 33 vértebras, que estão distribuídas em 5 regiões: cervical (7 vértebras), torácica (12 vértebras), lombar (5 vértebras), sacral (5 vértebras) e coccígea (04 vértebras), o que origina suas abreviaturas: C, T, L, S, Co. Somente 24 delas possuem mobilidade (C, T, L), sendo as 5 vértebras sacrais e as 4 coccígeas, no adulto, fundidas, dando a impressão de um osso único. Figura 1.

A estabilidade da coluna vertebral é determinada pela forma e resistência das vértebras, pelos discos intervertebrais e ligamentos que as mantêm unidas e pelos músculos para vertebrais que exercem a maior importância na mobilização. A maior parte da massa do corpo humano se encontra anterior à coluna vertebral. Por esse motivo a coluna vertebral possui potentes músculos inseridos na sua porção posterior, em proeminências ósseas,

formando alavancas, que multiplicam a força e a capacidade de resistir e levantar cargas (YOGANANDAN, N. *et al.*, 2005).

Cada grupo de vértebras (C, T, L, S, Co) possui características anatômicas especiais o que permite a sua identificação. Esta anatomia distinta determina que cada região tenha uma função e movimento específicos e característicos.

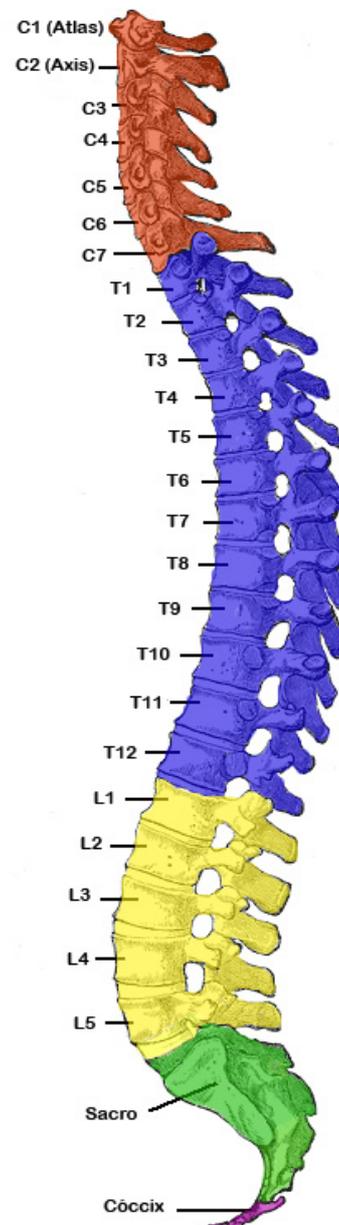


Figura 1: Vista sagital esquerda da coluna vertebral do adulto, com as curvaturas fisiológicas. (Fonte: modificado de Netter, F: Interactive atlas of human anatomy. Ciba-Geigy, 1995)

Analisando-se a coluna vertebral inteira, em peças anatômicas ou em exames de imagem (p.ex. em Ressonância Magnética (RM)), observa-se que a coluna possui quatro curvaturas. As curvaturas torácica e sacral são côncavas anteriormente (cifóticas) enquanto a cervical e lombar são côncavas posteriormente (lordóticas). Analisando a evolução embrionária, no feto a coluna vertebral tem a forma de “C” com a concavidade anterior. Com o desenvolvimento essa curvatura vai mudando: no recém nato as regiões torácica e sacral permanecem com a sua conformação original e, à medida que a criança vai ganhando o controle postural, as regiões cervical e lombar passam a apresentar curvaturas no sentido oposto (lordóticas). Aos 3 meses, quando a criança começa a sentar e a estender a cabeça para olhar para frente, a curvatura cervical se consolida e, em torno de 1 ano de idade, a curvatura lombar passa a ser melhor observada, quando os ligamentos e os músculos iliopsoas tracionam anteriormente as vértebras nos esforços que ocorrem à deambulação. As curvaturas observadas no adulto podem ser classificadas como: primárias (torácica e a sacral), possuem menor mobilidade, e secundárias (cervical e lombar), assim denominadas por sua origem mais tardia, estas curvaturas são bastante móveis, conferindo a este segmento a maior incidência de alterações degenerativas e doenças. As áreas de transição entre regiões vertebrais contíguas apresentam relações angulares mais pronunciadas, ocorrendo inversão da curvatura. Por este motivo ficam sujeitas a maiores forças de tração, que associado à maior mobilidade de um dos segmentos, as torna particularmente vulneráveis às fraturas-luxações (KUZHUPILLY, R.; BELL, G. R., 2003). Uma vértebra típica é formada por duas partes: o corpo vertebral, na porção anterior, e o arco neural, posterior. Estes elementos auxiliam na delimitação do canal ou forame vertebral, no qual está alojada a medula espinhal. O arco vertebral é constituído por um conjunto de estruturas: dois pedículos, duas lâminas e sete apófises (duas articulares superiores duas inferiores, duas transversas e uma espinhosa) Figura 2 e 3 (MOORE, K. L.; DALLEY, A. F., 2006)

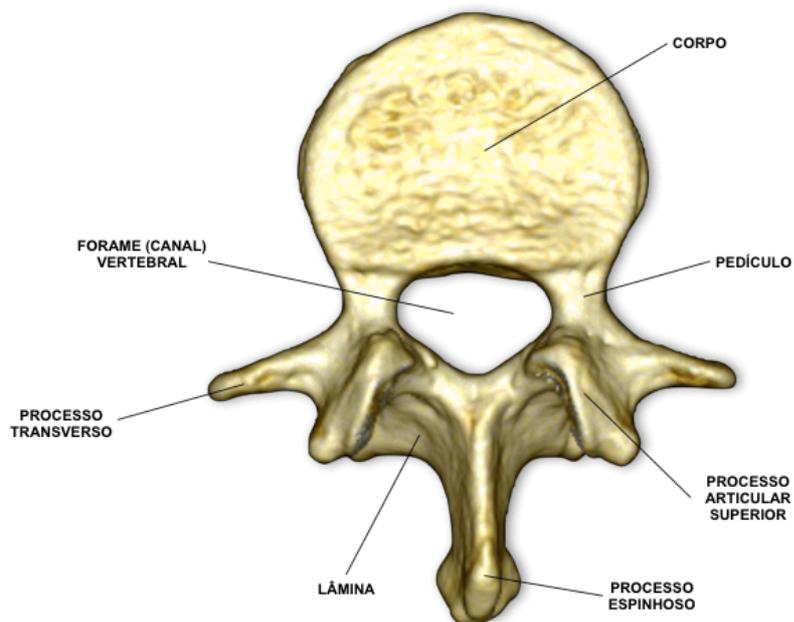


Figura 2: Vértebra lombar vista superior. O forame vertebral é delimitado anteriormente pelo corpo vertebral e posteriormente pelos elementos do arco vertebral. (Fonte: o autor)

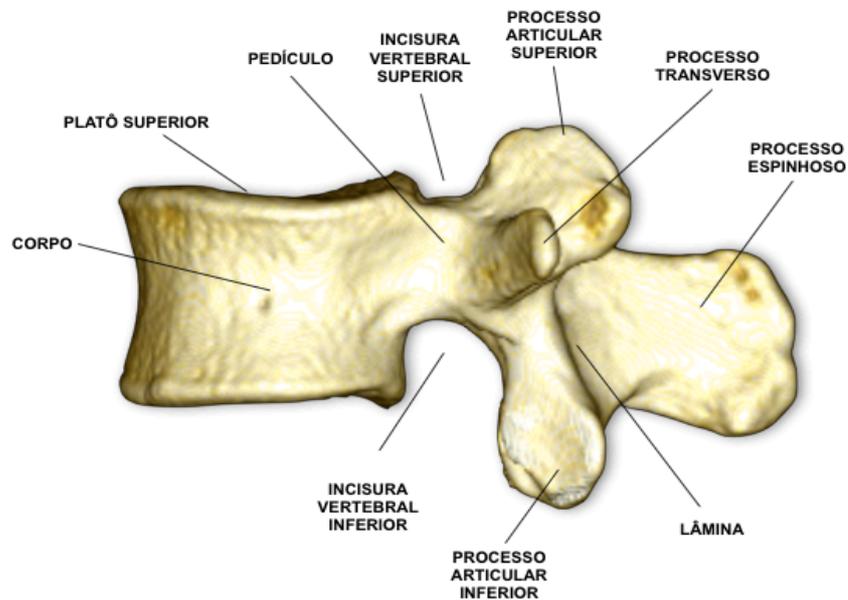


Figura 3: Vértebra lombar vista lateral esquerda. Os elementos constituintes do corpo e do arco vertebral estão assinalados. (Fonte: o autor).

2.2 COLUNA CERVICAL – ANATOMIA

A coluna cervical pode ser dividida em duas regiões com características diferentes: uma superior, formada pelas duas primeiras vértebras (C1 (atlas) e C2 (axis)), e outra inferior, incluindo as vértebras C3, C4, C5, C6 e C7. Este último também é denominado segmento subaxial.

A região cervical superior é formada por duas vértebras denominadas atípicas por não apresentarem estruturas anatômicas similares às demais. C1 é uma vértebra com forma de anel, denominada atlas. Se articula com os côndilos occipitais e não possui corpo nem processo espinhoso. C2 (axis) possui duas superfícies articulares achatadas que permitem

ao atlas o movimento de rotação em torno de um eixo, o processo odontóide. A articulação crânio-cervical, formada pelos côndilos occipitais e massas laterais de C1(atlas), realiza principalmente o movimento de flexão e extensão do crânio. A articulação de C1 com C2 permite ampla rotação axial do pescoço (MOORE, K. L., 1992).

As demais vértebras C3 a C7 são semelhantes estruturalmente e realizam movimentos análogos, que poderiam ser decompostos em: flexão, extensão, rotação axial, flexão lateral e translação (BOGDUK, N.; MERCER, S., 2000).

Duas vértebras contíguas são mantidas unidas por estruturas articulares, ligamentares e músculos. Elementos articulares, representados pelo disco intervertebral anteriormente e as articulações zigoapofisárias posteriormente, formam um complexo tri-articular responsável pela mobilidade intersegmentar observada na coluna vertebral Figura: 4 e 5.

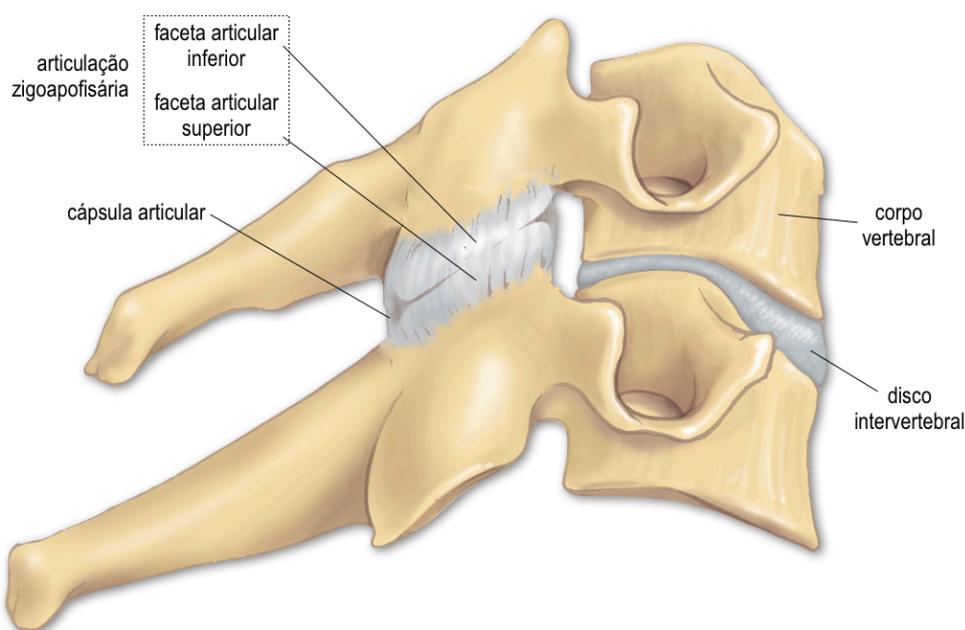


Figura 4: Segmento motor cervical com os elementos que formam o complexo tri-articular. (Fonte: o autor)

Na coluna cervical, os discos intervertebrais estão presentes entre todas as vértebras adjacentes exceto C1-C2.

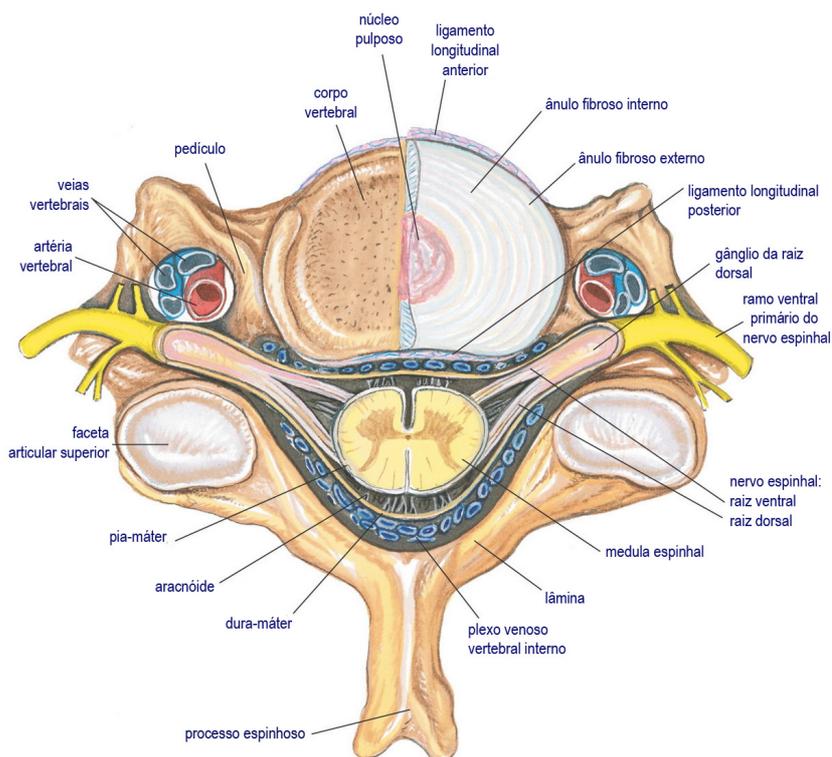


Figura 5: Vértebra cervical típica, vista superior (axial) com os elementos neurais, vasculares, ligamentares e discos representados. (Fonte: o autor)

O disco intervertebral é formado pelo núcleo pulposo, circundado pelo ânulo fibroso e o platô cartilaginoso (placa terminal) de cada vértebra. O ânulo fibroso tem duas camadas com diferentes características teciduais. A camada externa (ânulo fibroso externo) é formada por fibras colágenas tipo I, idênticas às de tendões de músculos estriados. Essa camada se insere firmemente no platô ósseo através de fibras de Sharpey. A camada interna (ânulo fibroso interno) consiste de uma estrutura fibrocartilaginosa disposta concentricamente em 15 a 25 lamelas, apresentando predominantemente colágeno tipo II, similar à cartilagem hialina das articulações. Fibras de elastina podem ser identificadas entre as camadas do colágeno no ânulo interno, sendo responsáveis por dois aspectos: manutenção das camadas radiais unidas e recuperação do formato original e do posicionamento do disco após sofrer deformação por movimentos rotacionais, Figura 6 (AGUIAR, L. R. *et al.*, 2010).

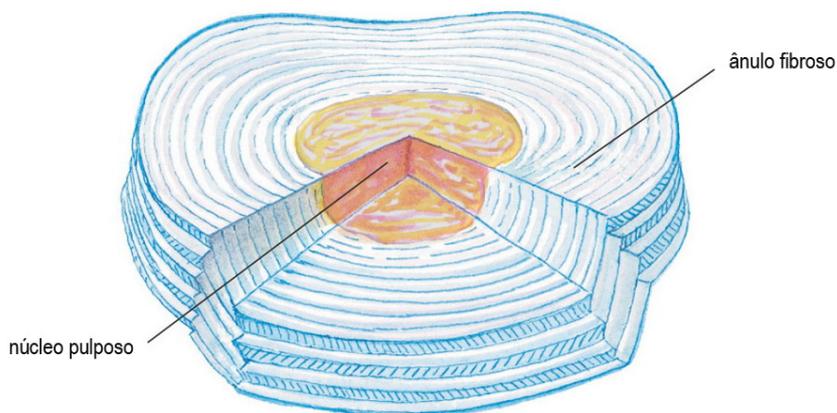


Figura 6: Partes constituintes do disco intervertebral. (Fonte: o autor)

O núcleo pulposo constitui a região mais central do disco, é formado por um gel proteico (proteoglicano) com propriedades elásticas e deformáveis. Os proteoglicanos que formam o núcleo pulposos estão dispersos numa matriz hídrica (H_2O), cuja concentração, varia com a idade (90% do conteúdo do núcleo ao nascimento até 60% ou menos em casos de doença degenerativa, aos 40 anos)(INOUE, H.; TAKEDA, T., 1975).

Várias outras substâncias fazem parte da matriz do núcleo, em menores concentrações, incluindo: glicosaminoglicanos (2-condroitina sulfato, 4-queratan sulfato, dermatam sulfato e 3-hialuron sulfato), prostaglandinas, fosfolipase A2, e óxido nítrico. Essas moléculas existem como agregadas e não agregadas a proteoglicanos, e a proporção entre elas varia de acordo com a idade. Muitas dessas substâncias são conhecidos agentes nociceptores e mediadores da dor, explicando a intensa resposta inflamatória local quando entram em contato com as bainhas dos nervos e serosas, como o que ocorre no cenário da hérnia discal (GUIOT, B. H.; FESSLER, R. G., 2000). A população celular do núcleo pulposo é menor do que a da placa terminal cartilaginosa e do ânulo fibroso, com uma densidade celular média de $3.800 \text{ células} / \text{mm}^3$, representados na sua maioria por condrócitos, respon-

sáveis pela produção dos proteoglicanos (FRASER, R. D. *et al.*, 1997).

O núcleo pulposo é circundado por tecido fibroso e fibrocartilagenoso em forma de anéis. As fibras do anel se dispõem paralelamente em camadas concêntricas que estão orientadas diagonalmente com ângulos de 45 a 60 graus em relação ao plano dos platôs vertebrais. As fibras de cada camada têm um sentido perpendicular à camada seguinte, criando um entrelaçado em “X”. Esta estruturação permite ao disco intervertebral resistir a forças de rotação em ambos os sentidos de forma mais eficiente. Em um corte transversal do disco intervertebral podemos observar o posicionamento posterior do núcleo pulposo. Portanto o anulo fibroso localizado na porção posterior do disco intervertebral e mais delgado. A quantidade de colágeno também é menos abundante na região posterolateral do disco, tornando esta área mais vulnerável a lesões (AN *et al.*, 2003).

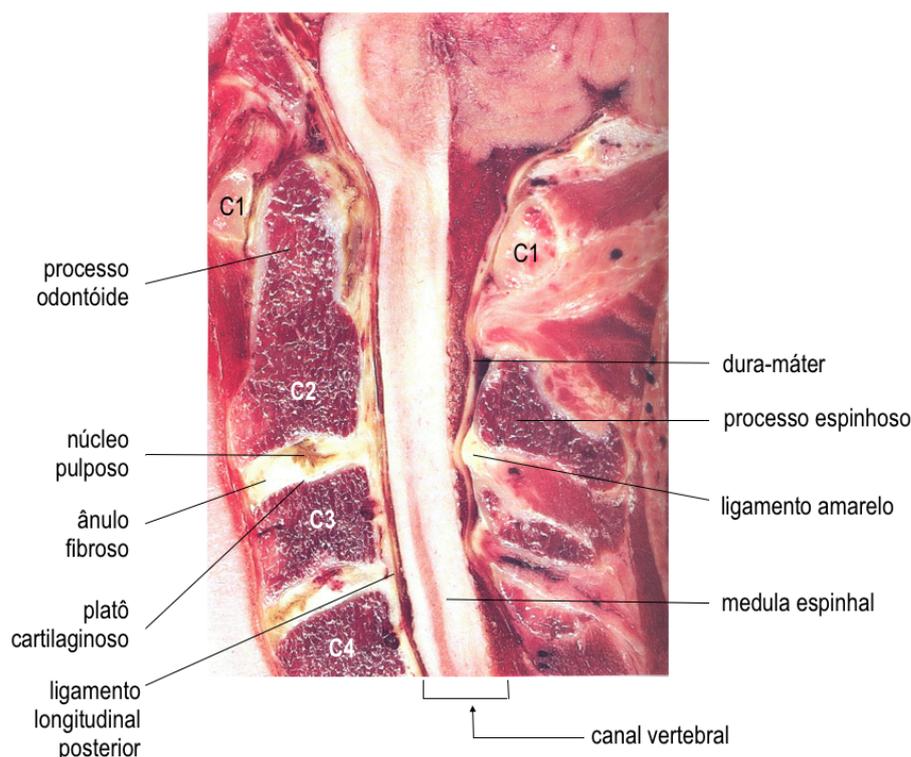


Figura 7: Seção sagital mediana da medula espinhal cervical alta. Observa-se a posição excêntrica posterior do núcleo pulposo nos discos intervertebrais C2-3 e C3-4. Fonte: (RAUSCHNING, W., 1997)

A medula espinhal, envolta pela dura-máter, está alojada no canal vertebral, estrutura formada pela união dos pedículos e lâminas posteriormente, com o corpo vertebral, anteriormente. O canal vertebral cervical é mais largo nos segmentos superiores, o que é necessário devido à movimentação crânio-cervical, diminuindo o risco de compressões ou traumatismos das estruturas nervosas durante os movimentos. (Figura 7)

As raízes espinhais emergem lateralmente pelo forame neural, que é formado pela borda inferior do pedículo superior com a borda superior do pedículo inferior em cada segmento vertebral. (figura 5)

2.3 A ARTRODESE INTERSOMÁTICA CERVICAL

A artrodeose cervical anterior, considerada tratamento padrão para doenças compressivas na região cervical, permite realizar descompressão radicular e/ou medular e simultânea estabilização do segmento.

A primeira descrição de artrodeose cervical para estabilização subaxial cervical data do século XIX, no ano de 1891 e foi realizada por via posterior, com amarra com fios de aço interlaminares, por Bethold E. Hadra, neurocirurgião norte-americano. Em 1952, Bailey e Bagdley realizaram a primeira cirurgia de fixação cervical por via anterior. Na mesma década, em 1955, Smith e Robinson introduziram modificações da técnica e a utilização de enxerto ósseo tricortical. Cloward (1958) contribuiu com o aprimoramento da técnica, desenvolvendo materiais para a descompressão e retirada de enxerto. O próximo avanço se deu na década de 70 com a utilização de placas fixadas anteriormente com parafusos nos corpos vertebrais, técnica aprimorada por Caspar e utilizada até os dias de hoje (OMEIS, I. *et al.*, 2004).

A cirurgia envolve a ressecção do disco intervertebral lesado (discectomia) por via anterior no pescoço, e o implante, no espaço discal, de um espaçador intersomático, com a intenção de promover fusão entre as vértebras adjacentes e manter a altura do espaço intervertebral. O material utilizado como espaçador pode ser sintético (titânio ou acrílico) ou enxerto ósseo, geralmente retirado do osso íliaco ou da tíbia. A utilização de placas de fixação com parafusos, promovendo fixação interna imediata, evita uma série de complicações relacionadas à instabilidade por pseudoartrose e migração de enxerto ósseo, e permite mobilização e retorno às atividades laborativas mais precocemente (NEWMAN, M., 1993; CAUTHEN, J. C. *et al.*, 1998; FEHLINGS, M. G.; ARVIN, B., 2009).

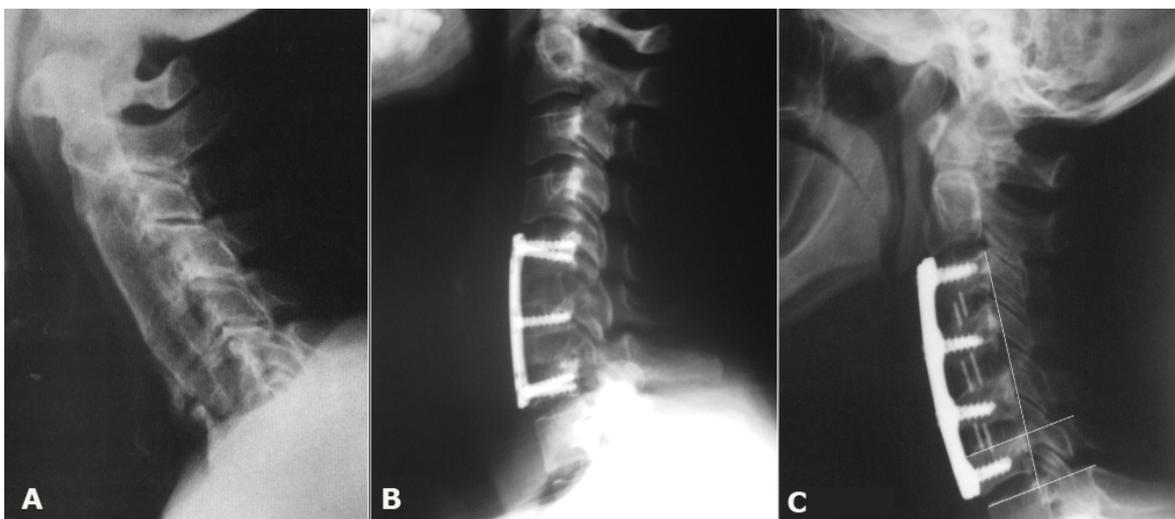


Figura 8: Radiografias de coluna cervical em perfil com diferentes tipos de artrodese em múltiplos níveis: A – artrodese com enxerto ósseo autólogo; B – placa cervical anterior com parafusos bicorticais e enxerto ósseo autólogo; C – placa cervical anterior com parafusos monocorticais e espaçador intersomático. (Fonte: o autor)

As indicações para tratamento cirúrgico com artrodese cervical anterior incluem várias doenças: doença degenerativa discal com radiculopatia ou mielopatia, calcificação de ligamento longitudinal posterior, estenose de canal medular cervical, fraturas com instabilidade, tumores com destruição óssea e compressão medular, radicular ou instabilidade, entre outras. A situação mais comum é a indicação para tratamento de pacientes com radicu-

lopatia. Nestes casos, a cirurgia está indicada: a) em casos de dor recorrente ou persistente, sem controle adequado com tratamento clínico medicamentoso, por mais de 3 meses; b) quando há déficit neurológico progressivo; c) nas lesões radiculares com déficit neurológico fixo; d) quando existe correlação entre as manifestações clínicas e os achados em exames de imagem (RX, mielografia, TC, RM) (FISCHGRUND, J. S.; HERKOWITZ, H. N., 1994). Nesta condição serão esperados resultados considerados bons a excelentes em 70% a 90% dos casos de artrodese intersomática anterior (CHESNUT, R. M. *et al.*, 1992; FEHLINGS, M. G.; ARVIN, B., 2009).

A indicação de tratamento com descompressão e artrodese anterior em casos de mielopatias cervicais não está tão bem estabelecida ou definida quanto para o tratamento de radiculopatias. Pacientes com mielopatia leve e não progressiva, presente há longo tempo, que não cause limitações nas suas atividades de vida diária, devem ser observados clinicamente. O procedimento cirúrgico deve ser indicado em pacientes: a) com mielopatia progressiva, grave; b) mielopatia moderada estável, de curta duração (< que 1 ano); c) nos casos de mielopatia leve, mas que afete atividades de rotina. Nestes casos a avaliação deve levar em consideração aspectos da imagem com relação ao local de maior compressão medular (anterior ou posterior), as condições clínicas do paciente e a extensão da estenose provocando a mielopatia. Mesmo excluindo os casos com doença desmielinizante comprovada, o resultado do tratamento em cirurgias para mielopatia pode ser desapontador (GREGORIUS, F. K. *et al.*, 1976). O prognóstico é pior com o aumento da severidade de envolvimento clínico por ocasião da apresentação. Resultados satisfatórios são observados em algumas séries em 64-92% dos casos com realização de descompressão, dependendo dos critérios adotados na avaliação (FESSLER, R. G. *et al.*, 1998).

2.4 TÉCNICA CIRÚRGICA

O paciente é posicionado em decúbito dorsal, e o local da incisão é determinado com auxílio de fluoroscopia intraoperatória. A incisão é demarcada transversal ao eixo do pescoço, da borda anterior do músculo esternocleidomastoideio (ECM) até a linha média anterior (Figura 9A). Após a incisão, a pele é dissecada no plano do tecido muscular subcutâneo, o músculo platisma é exposto e suas fibras são divididas. Com dissecção romba é realizado o acesso à região pré-vertebral, mantendo o músculo ECM e o feixe vasculonervoso (artéria carótida, veia jugular e nervo vago) em posição lateral, a traquéia e o esôfago mediais. Com a exposição da coluna vertebral cervical, os músculos longus colli podem ser identificados, bem como o ligamento longitudinal anterior. Realiza-se incisão longitudinal do ligamento e seu descolamento, aplicando os afastadores de Caspar com as pás posicionadas embaixo do músculo (figura 9B). Neste momento é realizada fluoroscopia para certificação do nível.

A discectomia é realizada com a abertura do ânulo fibroso anterior e a retirada do núcleo pulposo é realizada com pinças e curetas. É importante a remoção do ligamento longitudinal posterior, bem como de osteófitos, especialmente em casos de mielopatia e hérnias discais. A descompressão da raiz pode ser realizada utilizando pinças Kerrison e brocas, permitindo a ampliação do forame neural (Figura 9C). Os platôs cartilagosos são ressecados com auxílio de brocas, criando espaço para inserção do enxerto ósseo tricortical ou do espaçador intersomástico (Figura 9D). O segmento operado é estabilizado com uma placa metálica (liga de titânio) aplicada anterior aos corpos vertebrais, fixada com parafusos que penetram na estrutura óssea dos corpos vertebrais (Figura 9E). No final do procedimento é realizado novo controle radioscópico, que permite avaliar o correto posiciona-

mento das próteses, do enxerto, a correção da deformidade e a manutenção da curvatura fisiológica da coluna (Figura 9F).

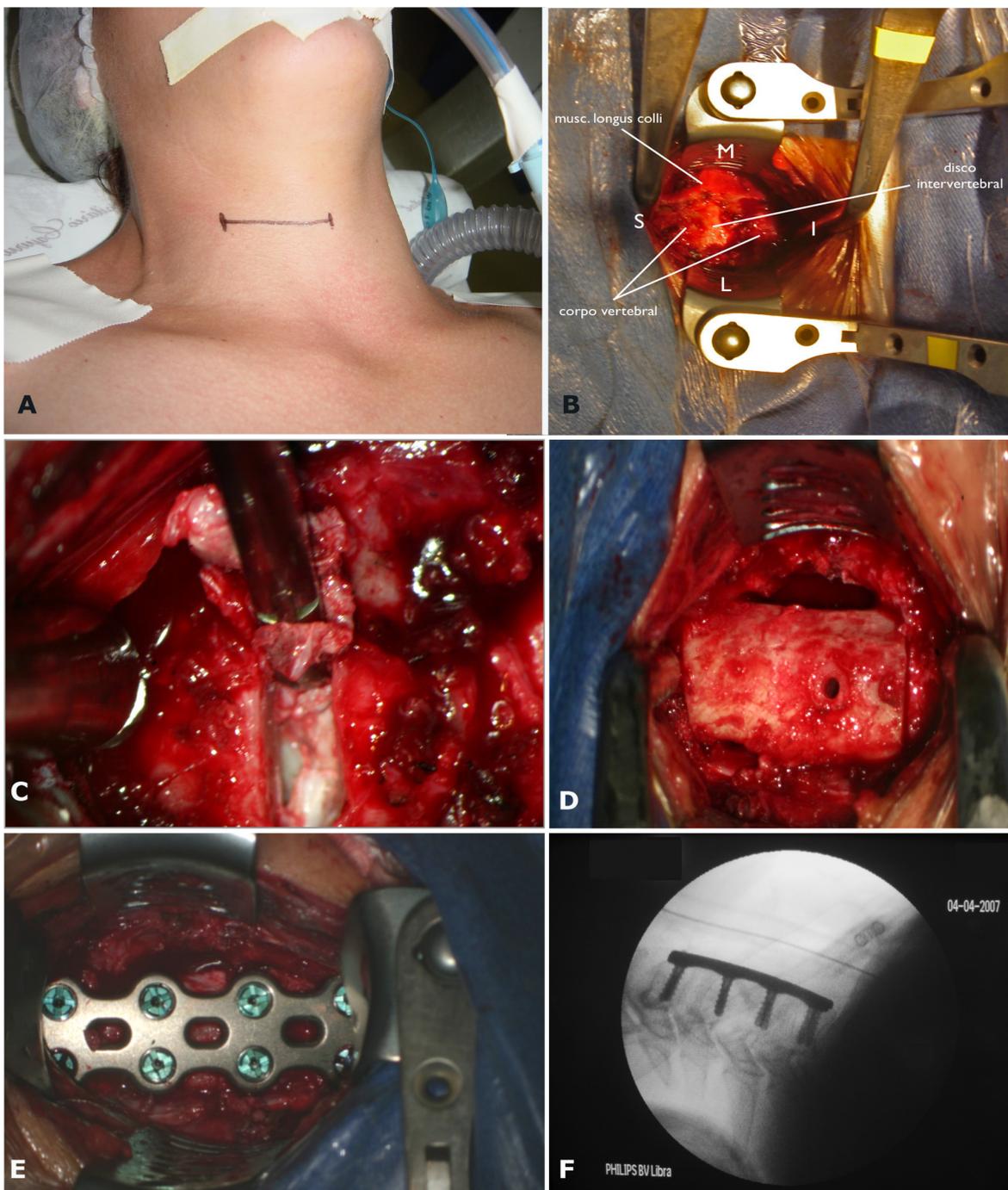


Figura 9: Ilustração dos tempos cirúrgicos da artrodese anterior. A: Delimitação da incisão cirúrgica no pescoço; B: Vista anterior após exposição do espaço intervertebral e aplicação de retratores de Caspar; C: Retirada do disco intervertebral com pinça Love (dissectomia); D: Interposição de enxerto ósseo ilíaco tricortical; E: Fixação anterior com placa e parafusos; F: Controle radiológico intraoperatório. (Fonte: o autor)

2.5 DOENÇA DO NÍVEL ADJACENTE

Tem sido relatados resultados satisfatórios no alívio das radiculopatias e dos quadros de mielopatias, com taxas de sucesso em diferentes séries, em torno de 90% (SCOVILLE, W. B. *et al.*, 1976; CHESNUT, R. M. *et al.*, 1992).

Algum tempo após as descrições do grande sucesso do tratamento cirúrgico das coluna cervical por via anterior, com realização de artrodese, foi observado um aumento na frequência de complicações tardias nos segmentos adjacentes à fusão, que pareciam levar a novos quadros de mielopatia e radiculopatias (KUMAR, M. N. *et al.*, 2001; REITMAN, C. A.; HIPPI, J. A.; *et al.*, 2004a; RAO, R. D. *et al.*, 2005; KOLSTAD, F. *et al.*, 2007; PARK, D. H. *et al.*, 2007). O termo degeneração do nível adjacente é usado para descrever alterações degenerativas (discopatia, redução da altura do espaço intervertebral, formação de osteófitos, etc.) que ocorrem após a artrodese intersomática e que podem ser observadas radiologicamente (BABA, H. *et al.*, 1993a). Doença do nível adjacente é um termo reservado para definir o desenvolvimento de novos sintomas clínicos relacionados às alterações radiológicas que ocorrem após a artrodese intersomática (ADAMS, M. A.; ROUGHLEY, P. J., 2006).

O primeiro estudo realizado descrevendo alterações radiografias pré- e pós-operatórias foi, provavelmente, o de Hunter et al. (1980), que acompanharam 9 pacientes durante 7 anos, e observaram o surgimento de alterações degenerativas nos níveis adjacentes à fusão (BRAUNSTEIN, E. M. *et al.*, 1980; HUNTER, L. Y. *et al.*, 1980). Gore et al. (1986), estudando radiografias de 90 pacientes com espondilopatia degenerativa submetidos a artrodese cervical anterior, e comparando com radiografias de um grupo de pessoas saudáveis, pareados para faixa etária e sexo, durante 5 anos, não encontrou significância estatística nas alterações em ambos os grupos, exceto um aumento no surgimento de osteófitos

no grupo operado (GORE, D. R.; GARDNER, G. M.; *et al.*, 1986; GORE, D. R.; SEPIC, S. B.; *et al.*, 1986).

Alterações radiológicas nos níveis adjacentes foram descritas em 60% de indivíduos operados com artrodese cervical anterior, vítimas de fraturas vertebrais, lesões discais em mais de um nível, e lesões por hiperflexão, mas essas alterações radiológicas não se acompanharam de manifestações clínicas nos pacientes (CHERUBINO, P. *et al.*, 1990; GOFFIN, J. *et al.*, 1995).

Bohlman *et al.* (1993) acompanharam por um período de seis anos 122 pacientes submetidos a artrodese intersomática cervical segundo a técnica de Robinson, e observaram que 24 pacientes apresentaram critérios radiológicos de pseudoartrose, 16 dos quais apresentavam sintomas. No entanto, somente em 4 os sintomas eram suficientemente graves para necessitar cirurgia de revisão (3% dos casos) (BOHLMAN, H. H. *et al.*, 1993).

No final da década de 90 novos trabalhos e formas de estudos surgiram, como por exemplo a utilização de computação gráfica e tecnologia de modelos de elementos finitos. Kumaresan, Yoganandan e Pintar (1997), e Clausen *et al.* (1997) estão entre os que demonstraram que o modelo de elementos finitos ajudava na compreensão biomecânica das alterações que a artrodese cervical poderia provocar nos níveis adjacentes (CLAUSEN, J. D. *et al.*, 1997; KUMARESAN, S. *et al.*, 1997). Os resultados desses estudos, no entanto, ainda não são suficientes para determinar se a doença do nível adjacente surge, de fato, em decorrência de alterações biomecânicas provocadas pela artrodese, ou se o problema reflete a história natural da doença degenerativa discal, uma vez que indivíduos não operados apresentam desfecho semelhante (HILLIBRAND, A. S. *et al.*, 1999).

Goffin *et al.* (2004) acompanharam prospectivamente 108 pacientes submetidos a artrodese cervical para tratamento de duas doenças que acometem faixas etárias distintas: doenças degenerativas discais (mais comuns em pessoas idosas) e traumatismos com fra-

tura e instabilidade (mais comum em jovens). Observaram que 92% dos pacientes apresentaram alterações degenerativas nos níveis adjacentes, sem diferenças significativas entre o grupo de pacientes mais jovens (trauma) e mais velhos (doença degenerativa). Essas alterações mostraram, sim, uma relação diretamente proporcional ao tempo de acompanhamento pós-operatório. Concluíram sugerindo que tanto a evolução da história natural da doença como as alterações biomecânicas que a artrodese produzia nos níveis adjacentes poderiam ser responsáveis pelo surgimento da doença do nível adjacente (GOFFIN, J. *et al.*, 2004).

Como era de se esperar, a incidência de doença degenerativa do nível adjacente se mostra maior nos indivíduos que já apresentavam, em exames pré-operatórios iniciais, alterações de imagem (mielografia ou RM) sugestivos de doença degenerativa discal (ISHIHARA, H. *et al.*, 2004).

2.6 BIOMECÂNICA

A mecânica pode ser definida como a parte da física que estuda os movimentos e as forças que os provocam. A ciência que aplica os fundamentos da mecânica no estudo dos seres vivos chama-se biomecânica. Modernamente, biomecânica envolve a aplicação de conceitos de engenharia e computação para resolver problemas biológicos. A biomecânica clínica da coluna envolve a compreensão das funções normais e patológicas da coluna vertebral humana causada pela aplicação de insultos mecânicos sobre os tecidos constituintes da coluna vertebral (YOGANADAN, N., HALLIDAY, A.L., DICKMANN, C.A., BENZEL, E.C., 2005).

O estudo da biomecânica da coluna vertebral pode ser realizado de diferentes formas. Panjabi e White (1980) propõem três diferentes testes para esta abordagem: testes de força, de fadiga e de estabilidade. O teste de força é realizado aplicando-se forças progressivamente maiores num segmento da coluna, até que ocorra a falência estrutural da mesma. Este tipo de teste serve para avaliar o movimento de um segmento, a sua tolerância a cargas, rigidez e tipo de falência. O teste de fadiga é realizado aplicando uma carga constante de forma repetida sobre a coluna, até que ocorra a sua falência estrutural. No teste da estabilidade é avaliado o movimento do segmento que ocorre a partir da aplicação de diferentes cargas em sentidos diversos, permitindo medir a rigidez e as amplitudes de movimento de um segmento da coluna em torno dos eixos ortogonais (PANJABI, M. M.; WHITE, A. A., 3RD, 1980).

Utilizando estudos de cinética e aplicando conceitos de dinâmica inversa, pode-se, através da análise do resultado de um fenômeno biomecânico, determinar as forças e momentos intersegmentares nos componentes articulares que o causou. Na determinação das forças e momentos intersegmentares, as equações de movimento devem ser resolvidas inversamente, isto é, deduzir as forças a partir da cinética, uma vez que não conhecemos as expressões literais para as forças agindo sobre os segmentos. Medir experimentalmente os dados das posições dos segmentos, e diferenciá-los numericamente para obter as velocidades e acelerações correspondentes, é uma forma utilizada para a solucionar questões biomecânicas quando não se conhece as forças primárias aplicadas no movimento (ALLARD, P. *et al.*, 1995).

2.7 VISCOELASTICIDADE

Reologia é o ramo da física que estuda o comportamento interno dos materiais quando estão sujeitos à aplicação de diferentes forças, envolvendo os conceitos de viscosidade, elasticidade, plasticidade e o escoamento da matéria. Viscosidade é a propriedade física que caracteriza a resistência de um fluido ao escoamento. Corresponde ao atrito interno, secundário às interações intermoleculares de um fluido em dada temperatura, e é a propriedade associada à resistência dos fluídos à deformação por cisalhamento. A elasticidade é definida como a capacidade de um material de recuperar o seu tamanho e a sua forma original ao serem eliminadas as cargas aplicadas sobre o mesmo. Até um certo limite, as deformações são proporcionais à tensão. Acima deste limite, denominado limite elástico, a relação entre tensão e deformação se quebra. Neste ponto o material sólido pode tornar-se irreversivelmente deformado, exibindo um comportamento plástico (MACOSKO, C. W., 1994a).

Um material elástico com um diagrama de tensão-deformação com a forma de uma linha reta é considerado um material elástico linear. O diagrama de tensão-deformação (Figura 10) demonstra o comportamento de um material elástico linear quando uma carga lhe é aplicada. Pode-se identificar seis pontos distintos na curva: O, P, E, Y, U e R. O ponto O corresponde ao estado inicial sem carga e sem deformação. O ponto P representa o limite de proporcionalidade. Entre os pontos O e P a tensão e a deformação são linearmente proporcionais. O ponto E mostra o limite elástico, a partir do qual a relação tensão/deformação não mais é linear, e o material pode tornar-se irreversivelmente deformado. O ponto Y é o limite da elasticidade, e a sollicitação σ_y corresponde ao limite da elasticidade e chama-se força elástica do material. Neste ponto pode ocorrer uma considerável deformação sem um incremento proporcional da carga. O ponto U é o de mais alta tensão no diagrama e σ_u é a

máxima tensão suportada pelo material. O último ponto do diagrama (R) e representa o ponto de colapso do material (ÖZKAYA, N.; LEGER, D., 2001).

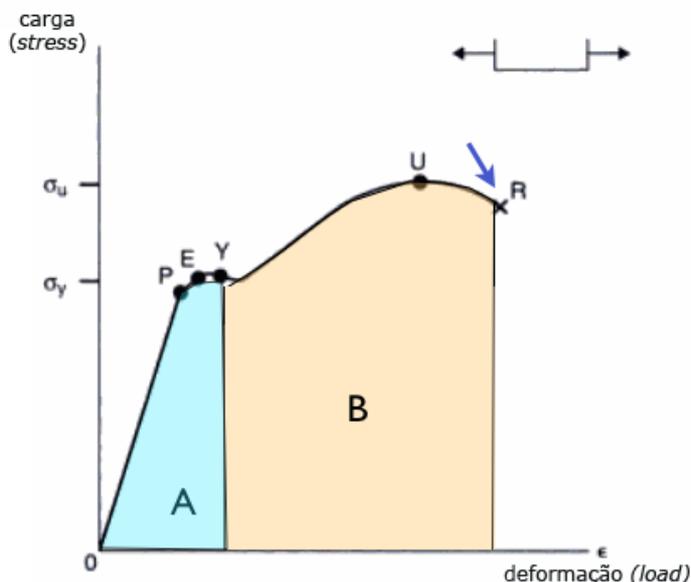


Figura 10: Diagrama de tensão-deformação. A: zona elástica; B: zona plástica; seta azul: ponto de ruptura. Fonte: Modificado de Özkaya e Leger (2001) (ÖZKAYA, N.; LEGER, D., 2001).

A plasticidade descreve as alterações irreversíveis na forma da matéria decorrentes da aplicação de forças. Por exemplo, quando um metal é dobrado em outra forma, caracteriza-se uma deformação plástica, que sempre acontece após ultrapassado o limite de elasticidade do material (MACOSKO, C. W., 1994b) .

Um material é denominado viscoelástico quando possui características de viscosidade e elasticidade quando sofre deformação. Viscoelasticidade é uma característica inerente a materiais sólidos e também de líquidos. Um material sólido se deformará até certo ponto quando exposto a uma carga externa. Uma força aplicada sobre um corpo líquido, ou um fluido, causará uma deformidade de forma contínua, denominada fluxo.

Muitos materiais sólidos, quando submetidos a pequenas cargas ou tensões, demonstram comportamento elástico, mas com cargas mais altas, experimentam deformações plásticas. Os materiais elásticos deformam-se instantaneamente quando recebem cargas e recuperam as suas formas originais quase que instantaneamente quando as cargas são eliminadas. Como vimos anteriormente, para um material elástico, portanto, a tensão determina uma deformação onde a relação tensão-deformação é linear e única (Figura 11). Estes materiais não demonstram comportamento dependente ou relacionado ao fator tempo.

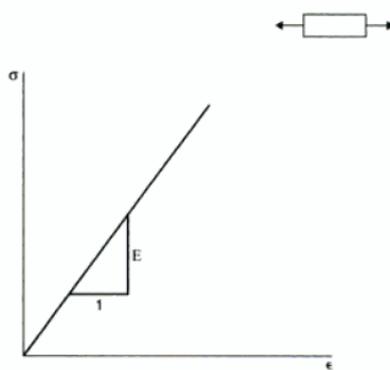


Figura 11: Diagrama de representação da relação tensão/deformação de um material elástico linear
 Fonte: (ÖZKAYA, N.; LEGER, D., 2001).

Materiais viscoelásticos, por outro lado, exibem deformação gradual quando são submetidas a forças de compressão ou de tensão. Esta resposta, ou deformação e recuperação, característica de materiais viscoelásticos, depende do tempo de aplicação e retirada da força. A relação tensão-deformação para um mesmo material viscoelástico não é única, sendo função relacionada ao tempo em que as tensões e deformações são causadas no material (Figura 12). Especificamente, viscoelasticidade é um rearranjo molecular. Quando uma força é aplicada a um material viscoelástico, como por exemplo, um polímero, partes da cadeia longa do polímero mudam de posição. Polímeros permanecem um material sólido, mesmo quando estas partes de suas cadeias longas se rearranjam para responder à tensão aplicada, e quando isto ocorre cria-se uma contra-força (*back stress*). Quando esta con-

tra-força for da mesma magnitude que a força aplicada, o material não mais sofrerá deformação (SHAW, M. T.; MACKNIGHT, W. J., 2005).

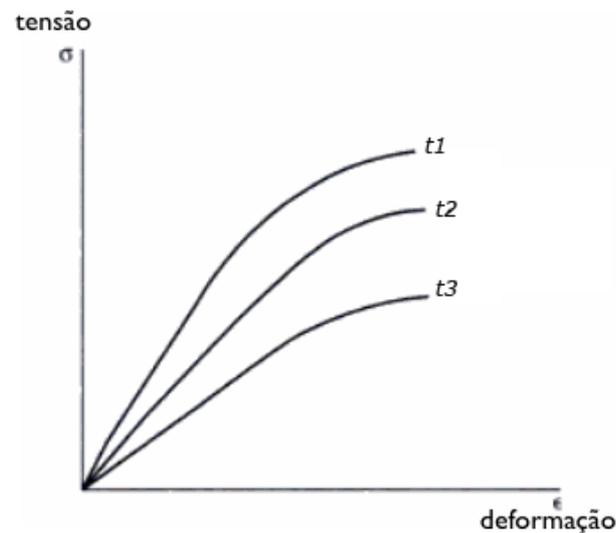


Figura 12: Diagrama representativo da relação tensão/deformação de material viscoelástico. Para uma mesma deformação observa-se diferentes tensões, dependendo do tempo de aplicação da força.

Na figura: $t1 < t2 < t3$. (t = tempo). Fonte: Modificado de Özkaya e Leger (2001) (ÖZKAYA, N.; LEGER, D., 2001).

Técnicas experimentais para analisar os comportamentos dos materiais dependentes do tempo podem ser levadas a efeito, tanto para materiais elásticos como para viscoelásticos. Na figura 13 é mostrado o gráfico de um teste de deformação progressiva e recuperação aplicando-se uma carga sobre o material, mantendo a carga em um nível constante por um período de tempo (t_0 a t_1), e em seguida eliminando subitamente a carga (σ).

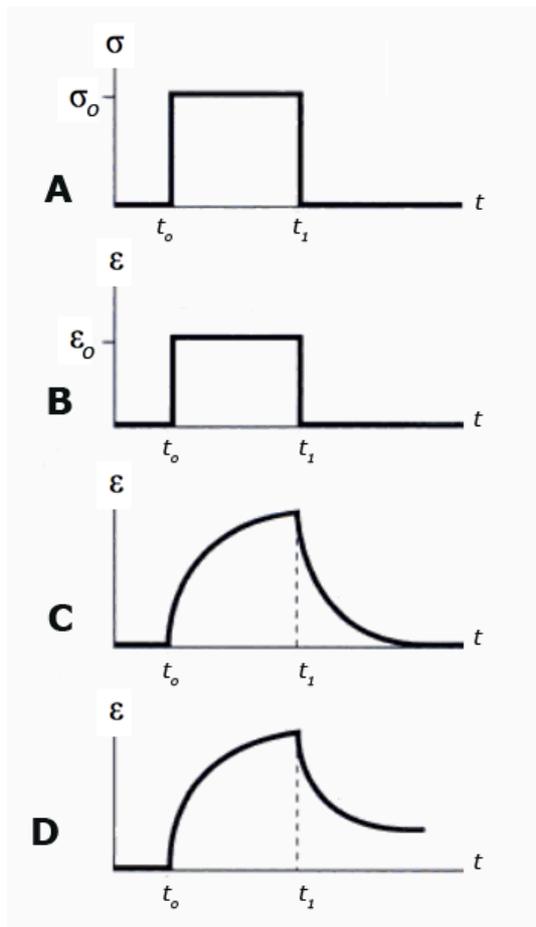


Figura 13: Diagrama representativo de um teste de deformação progressiva e recuperação. A: relação carga/tempo; B: resposta da deformação em relação ao tempo para material elástico; C e D: resposta da deformação em relação ao tempo para material viscoelástico.

t = tempo (t_0 = tempo inicial; t_1 = tempo final) σ = carga; ϵ = deformação.

Fonte: Modificado de Özkaya e Leger (2001) (ÖZKAYA, N.; LEGER, D., 2001)

Um material elástico responderá com uma deformação instantânea que permanecerá constante durante o período de tempo da aplicação da carga e retornará à sua forma original também de forma instantânea após a retirada da carga (Figura 13 B). Considerando-se um material viscoelástico, a deformação aumenta gradualmente e retorna à sua forma inicial também de forma gradual após a retirada da carga. Em uma situação (Figura 13 C), considerando-se uma material viscoelástico ideal, haveria uma recuperação completa da deformação ao final do experimento. No entanto, a maioria dos materiais viscoelásticos observados na natureza, especialmente materiais biológicos, tem um comportamento mais

parecido com o representado no diagrama D da Figura 13, onde se observa que não há um retorno completo da deformação sofrida (ÖZKAYA, N.; LEGER, D., 2001; SHAW, M. T.; MACKNIGHT, W. J., 2005).

2.8 O NÚCLEO PULPOSO COMO MATERIAL VISCOELÁSTICO

As propriedades viscoelásticas têm um papel fundamental no desempenho estrutural que um material pode possuir. O núcleo pulposo do disco intervertebral tem um comportamento reológico e é considerado um material viscoelástico (BRON, J. L. *et al.*, 2009). Esta característica do núcleo pulposo tem sido bastante estudada, não só para compreender melhor a sua função, mas para o desenvolvimento de materiais que possam ser capazes de substituir discos intervertebrais degenerados ou com disfunção (GROTH, K. M.; GRANATA, K. P., 2008; CHAUDHRY, H. *et al.*, 2009).

Estudos realizados para compreender o comportamento biomecânico do núcleo pulposo demonstram que, sob cargas baixas, o núcleo pulposo demonstra características similares a um fluido, e quando submetido a forças de pressão ou tensão maiores, com magnitudes entre 7 e 21 kPa, ele se comporta como um material sólido viscoelástico (EBARA, S. *et al.*, 1996; IATRIDIS, J. C. *et al.*, 1996). Isto é uma propriedade interessante do ponto de vista estrutural, pois com esta característica o disco intervertebral consegue ser flexível, possibilitando os movimentos das vértebras em um momento e em outro exibe características de material sólido sendo capaz de resistir e transmitir as cargas para as vértebras adjacentes. Por outro lado esta propriedade do núcleo pulposo é altamente ineficiente na absorção da carga quando esta é aplicada em curto espaço de tempo, como ocorre em movimentos com grande velocidade. Foi demonstrado, por exemplo, que o stress que o

ânulo fibroso lombar sofre durante uma flexão rápida, aplicada em um tempo de 0,1s, é 450 vezes maior que quando essa mesma flexão é realizada de forma mais lenta (60 s) (CHAUDHRY, H. *et al.*, 2009).

2.8.1 Videofluoroscopia no Estudo Biomecânico da Coluna

Fluoroscopia é uma técnica de imagem, comumente usada na medicina, que permite a obtenção de imagens com movimentação em tempo real de estruturas do corpo humano. Utiliza radiação ionizante (Raio X), produz imagens num intensificador e permite, utilizando uma câmera de vídeo CCD, que estas sejam gravadas e reproduzidas numa tela de computador. A videofluoroscopia, assim definida, tem sido utilizada para o estudo biomecânico de relações articulares, especialmente beneficiando-se de conceitos de dinâmica inversa: através da observação do movimento e do deslocamento articular, computar forças e momentos de força (torque) envolvidos na sua produção. A videofluoroscopia permite observar a execução do movimento de uma forma bastante natural, um vez que a exposição ao raio X, por não provocar dor nem resistência, não causa praticamente nenhuma interferência na movimentação do indivíduo (AUERBACH, J. D. *et al.*, 2007; AHMADI, A. *et al.*, 2009; UTTER, A. *et al.*, 2010). Possui vantagens em relação a outras técnicas de medições para o estudo biomecânico em seres humanos: a utilização de dispositivos para medição de ângulos, velocidade e aceleração, como goniômetros e acelerômetros, que necessitam ser fixados na pele, nas extremidades dos segmentos de uma articulação de interesse, não é considerada tão precisa. Entre os dispositivos e a articulação de interesse existem planos (tecidos musculares, subcutâneo e a própria pele) que durante a execução do movimento sofrem alterações ou deslocamentos que podem gerar diferenças nas magnitudes

que estão sendo mensuradas. Outra técnica utilizada nos estudos biomecânicos é a cinemática ou videografia: consiste na aplicação de dispositivos ópticos em proeminências ósseas e aquisição de imagem de vídeo por câmeras especiais, que utilizam estes referenciais para realizar as medidas e cálculos de determinado movimento. Esta técnica, muito utilizada para o estudo de grandes articulações (joelho, ombro, quadril) e também para movimentos complexos, como a marcha, corrida, salto, etc. não se mostra adequada para medições de articulações com pequenos movimentos, situados na profundidade, como é o caso da coluna vertebral (SCHULZE, M. *et al.*, 2011). Outras técnicas, que permitem a medição *in loco* e *in vivo* de segmentos articulados, por exemplo realizados durante uma cirurgia, sofrem a interferência de anestésicos e de bloqueadores neuromusculares, desconsiderando, portanto informações relativas ao tônus. Testes biomecânicos *in vitro*, realizados em cadáveres, também incorrem neste mesmo tipo de problema, desconsiderando as implicações relacionadas ao tônus dos músculos em situação fisiológica.

A videofluoroscopia permite a naturalidade do movimento: o indivíduo está consciente e pode realizar o movimento fisiologicamente, utilizando todos os grupos musculares agonistas e antagonistas, resistências do tônus muscular e ligamentos. Uma das principais limitações do método (que não é percebida nos estudos da coluna cervical) é que, devido a características do equipamento, se torna difícil, senão impossível, realizar estudos incluindo grandes segmentos do corpo humano. Outro problema, que pode gerar imprecisão na medição de estruturas usando a técnica de videofluoroscopia, é o efeito de distorção de imagem: o fato de reproduzir de forma bidimensional uma estrutura tridimensional, gera na reprodução do elemento estudado uma distorção espacial da imagem, referida na óptica como distorção radial não linear ou esférica. Também, devido ao fato de o raios X ser divergente em linha reta, quanto maior a distância que os raios centrais tenham que percorrer, maior será a distorção sofrida pela imagem. As distorções observadas podem ser de

tamanho e /ou da forma do objeto, sendo que os principais fatores de controle são a distância e o posicionamento do objeto em relação à fonte de radiação e ao intensificador (WONG, A. *et al.*, 2009). As distorções decorrentes da distância podem ser corrigidas por cálculos matemáticos conhecendo-se a distância entre o os raios e o objeto (magnificação da imagem). As distorções da forma, caracterizam-se pelo efeito conhecido como almofada para alfinete (*pincushion distortion*). Nesta situação existe distorção máxima na periferia e mínima na região central: os pontos periféricos são distendidos e os centrais comprimidos, independente do posicionamento do intensificador (Figura 14). Para as correções da forma utiliza-se o sistema de calibração não linear (SILVEIRA, L. *et al.*, 2005).

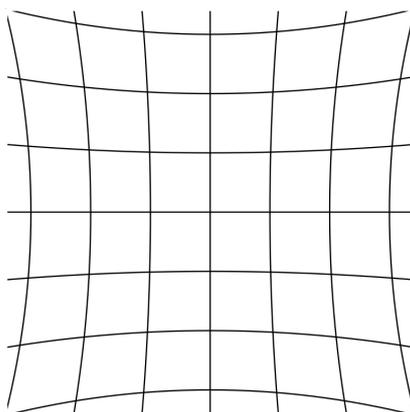


Figura 14: Simulação do efeito de distorção em almofada de alfinetes (*pincushion distortion*). Observa-se na parte central mínima distorção e na periferia a distorção é maior. Fonte: Modificado de http://en.wikipedia.org/wiki/File:Pincushion_distortion.svg (WOLFWINGS, 2008).

3 METODOLOGIA

Este trabalho foi submetido à avaliação do Comitê de Ética em Pesquisa da Pontifícia Universidade Católica do Paraná com número de protocolo 6269, sendo aprovado pelo parecer número 05336-11. (Anexo A)

O presente estudo objetiva uma análise dos movimentos dos segmentos intersomáticos cervicais utilizando imagens de videofluoroscopias. As imagens (vídeos) utilizados foram coletados pela pesquisadora Vivian Domit Pasqualin, mestre pelo programa de Pós-Graduação em Tecnologia em Saúde da PUCPR, para confecção de sua tese de Mestrado, denominada: Análise do Impacto da Artrodese Cervical Anterior nos Níveis Adjacentes à Fusão (PASQUALIN, V. D., 2008).

3.1 SUJEITOS

Foram utilizados dois grupos de indivíduos: a) grupo composto de pacientes, submetidos a cirurgia com realização de artrodese cervical via anterior e b) um grupo controle, formado por voluntários hígidos. Todos os indivíduos foram esclarecidos quanto aos objetivos e riscos potenciais da pesquisa (incluindo exposição a radiação ionizante), e assinaram o termo de autorização (consentimento livre e esclarecido) para participar do estudo.

3.1.1 Critérios de Inclusão Sujeitos Operados (Grupo Caso)

- Pacientes submetidos a cirurgia no Hospital Universitário Cajuru PUC-PR, com artrodese cervical anterior nos níveis C3 a C7;
- Cirurgia realizada em um ou dois níveis contíguos;
- Ambos os gêneros;
- Idade entre 18 e 50 anos;

- Cirurgia indicada por doença degenerativa ou trauma;
- Operados pela mesma técnica (Smith-Robinson) e pelo mesmo cirurgião (Prof. Dr. Luiz Roberto Aguiar).

3.1.2 Critérios de Exclusão Sujeitos Operados (Grupo Caso)

- Gestante;
- Indivíduos com dificuldade intelectual para compreensão do movimento a ser realizado;
- Indivíduos com dificuldade para a leitura;
- Indivíduos re-operados;
- Pseudoartrose cervical observada em radiografias de controle pós-operatório;
- Indivíduos com dor cervical que causasse limitação de movimentos.

3.1.3 Critérios de inclusão – grupo controle

- Ambos os gêneros
- Idade entre 18 e 50 anos

3.1.4 Critérios de Exclusão - Grupo Controle

- Gestante;
- Indivíduos com dificuldade intelectual para compreensão do movimento a ser realizado;
- Indivíduos com dificuldade para a leitura;
- Trauma cervical que tenha necessitado atendimento médico;
- Dor cervical que causasse limitação de movimento.

4 AQUISIÇÃO DE IMAGENS (VÍDEOS)

4.1 LOCAL E EQUIPAMENTO

A coleta de imagens para o estudo, conforme descrito por Pasqualin (2008), foi realizada na sala de hemodinâmica, no Serviço de Radiologia, do Hospital Universitário Cajuru. Esta sala é equipada com monitor de área (dispositivo de segurança) que alerta quando os níveis de radiação ultrapassam os níveis de segurança. As imagens foram geradas utilizando-se videofluoroscópio (intensificador de imagens) da marca Phillips® (PASQUALIN, V. D., 2008).

4.2 MOVIMENTAÇÃO CERVICAL PARA O ESTUDO

A partir da posição neutra, considerada como a posição de conforto, com o olhar na posição horizontal, os sujeitos de ambos os grupos, sentados em uma cadeira, sem apoio de braços e com o tórax fixado ao encosto por tiras elásticas, realizaram movimentos de flexão e extensão cervical completos. O movimento foi realizado com os indivíduos acompanhando a sequência de iluminação de *leds* fixados a um arco posicionado em sua frente e na linha média, especialmente desenvolvido para este fim.

Antes da aquisição das imagens por meio da videofluoroscopia os sujeitos treinaram a realização do movimento com três ciclos realizados de forma ativa: posição neutra / flexão máxima / extensão máxima. A seguir, três ciclos de movimentos, idênticos aos anteriores, foram realizados para a aquisição das imagens. As medidas foram realizadas nas imagens obtidas no segundo ciclo de movimento cervical, iniciando-se na extensão máxima até a flexão máxima cervical.

4.3 INTENSIFICADOR DE IMAGENS E VIDEOFLUOROSCOPIA

As imagens foram geradas utilizando-se videofluoroscópio (intensificador de imagens) da marca Philips® modelo BV Endura (Figura3), com 40 KW e 100 mAs a uma frequência de amostragem de 30 Hz. O sistema de captação e digitalização das imagens foi acoplado à unidade. Durante o processo de geração das imagens, as mesmas puderam ser visualizadas em um monitor da marca Philips® de 17 polegadas.

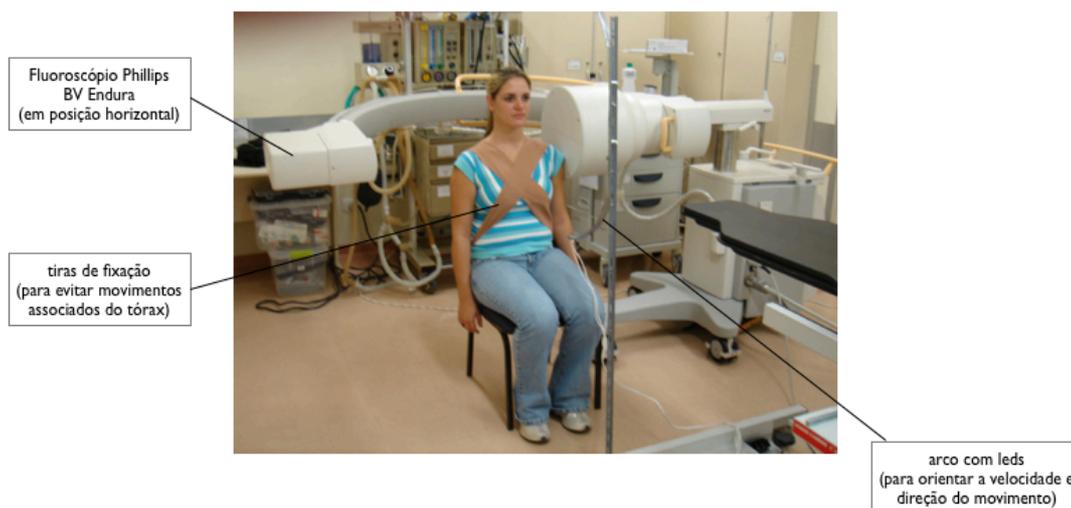


Figura 15: Imagem do posicionamento de uma voluntária, do arco (*leds*) e da fluoroscopia para obtenção das imagens. Observe os braços suspensos ao lado do corpo, ombro relaxado, os pés apoiados e o tórax fixado na cadeira por tiras elásticas. Fonte: (PASQUALIN, V. D., 2008).

As imagens foram transferidas do equipamento de fluoroscopia para a unidade de processamento utilizando-se o software *Studio 9 (plus)*, com uma placa de captura gráfica *PINNACLE 9.4*. As imagens foram segmentadas utilizando o software Windows Movie Maker (Microsoft), que permite a obtenção dos *frames* e do tempo. Para análise e processamento das imagens foi utilizado o *software* Matlab (R2009b – The MathWorks). Inicialmente foi realizada a correção das distorções de captura (efeito *pincushion* e magnifica-

ção) (Figura 16). Um aplicativo Matlab foi desenvolvido para o cálculo semiautomático dos ângulos de rotação da vértebra pelo método da tangente posterior e do movimento de translação, através da determinação do centro geométrico da vértebra, que serão descritos a seguir.

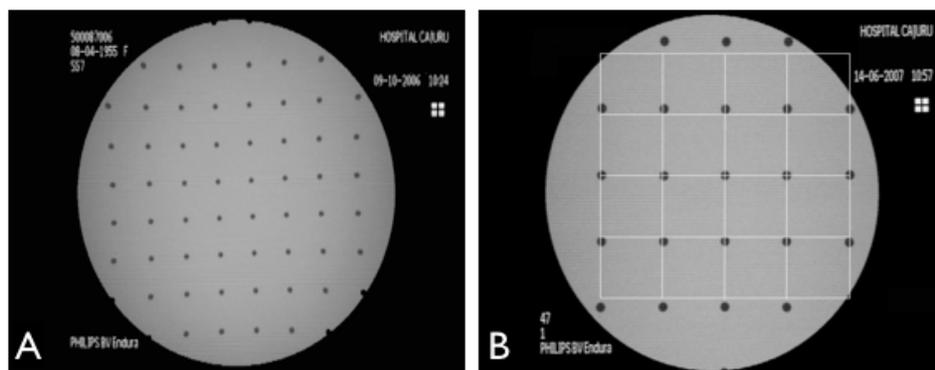


Figura 16: Imagem fluoroscópica obtida com exposição do calibrador. A: Efeitos de distorção: ampliação e *pincushion*. Pode-se observar a distorção máxima na periferia e mínima no centro; B: Correção de distorções utilizando sistema não linear de correção (MatLab). Fonte: Pasqualin, 2008 (PASQUALIN, V. D., 2008)

4.4 DEFINIÇÃO DAS VARIÁVEIS

Foram realizadas medidas angulares (valores em graus) e lineares (valores em pixels) intersomáticas, nos vídeos gerados. A partir dessas determinações foram calculadas as velocidades angulares e lineares, bem como as acelerações angulares e lineares entre o corpo vertebral imediatamente acima e o segmento artrodesado (ou entre dois corpos vertebrais, no grupo controle).

4.5 ERRO DO MÉTODO

A precisão do método foi testada utilizando-se Correlação de Pearson, para uma variável, definida como a distância entre dois centros geométricos de vértebras consecuti-

vas. Esta medida foi realizada duas vezes, pelo mesmo observador, em 10 indivíduos do grupo operado e 10 do grupo controle, na imagem que caracterizava o início do movimento, em extensão máxima. Esta variável foi denominada “ x_1 ”.

4.6 ANGULO DE ROTAÇÃO

Para mensuração do ângulo de rotação foi utilizado o método da tangente posterior ao corpo vertebral (BONO, C. M. *et al.*, 2006). Nas imagens obtidas foram marcados, manualmente, quatro pontos, correspondendo aos cantos superiores (anterior e posterior) e inferiores (posterior e anterior) do corpo vertebral, nesta sequência (Figura 17 A). O aplicativo gera automaticamente a linha da tangente posterior, unindo os dois pontos posteriores escolhidos (Figura 17 B). O ângulo formado por duas linhas tangentes posteriores é definido como ângulo intervertebral, e foi mensurado em quatro momentos, permitindo dividir o arco total do movimento em três partes, com duração (tempo) iguais. Estes tempos (t_1 , t_2 e t_3) definiram os terços inicial, médio e final do movimento.



Figura 17: Imagens fluoroscópicas gerada pelo aplicativo (MatLab) da coluna cervical em extensão máxima. A: marcação dos pontos nos cantos da vértebra (C4) e do segmento artrodesado (C5-C6); B: marcação automática da tangente posterior; C: marcação automática do centro geométrico da vértebra (C4) e do segmento artrodesado (C5-C6). (Fonte: o autor)

4.7 DESLOCAMENTO LINEAR (TRANSLACIONAL)

O movimento de translação entre duas vértebras consecutivas (ou entre uma vértebra e o segmento artrodesado) foi mensurado a partir da determinação do centro geométrico da vértebra, como sendo o centro de uma figura geométrica (retângulo) gerado pelos quatro pontos marcados (Figura 17 C). Neste método linhas são traçadas ao longo da parte posterior do corpo vertebral e o ângulo entre elas determina o grau de flexão e extensão. Para avaliar a translação entre os corpos vertebrais a medida utilizada é a distância entre estas linhas no nível inferior do corpo vertebral da vértebra superior.

4.8 VELOCIDADE (LINEAR E ANGULAR)

As velocidades linear e angular foram obtidas pelo quociente entre o deslocamento (linear ou angular) e o tempo em que o mesmo ocorreu. Com a divisão dos tempos em três partes (t_1 , t_2 e t_3), obteve-se três velocidades (v_1 , v_2 e v_3), representando, respectivamente, as velocidades no primeiro, segundo e terceiro terço do movimento. A velocidade média foi definida como a velocidade determinada pelo deslocamento (linear e angular) do arco total do movimento, dividido pelo tempo total necessário para sua realização.

4.9 ACELERAÇÕES (LINEAR E ANGULAR)

As acelerações linear e angular foram obtidas pelo quociente entre a diferença entre as velocidades (linear ou angular) inicial e final (v_1 e v_3) e o tempo (total) em que o movimento ocorreu. Assim fica definida uma aceleração linear e uma angular para cada segmento.

4.10 ANÁLISE ESTATÍSTICA

As variáveis quantitativas são apresentadas por médias, medianas, valores máximos e mínimos e desvios padrões, e para as variáveis qualitativas os resultados percentuais.

Em ambos os grupos estudados (caso e controle) serão considerados intervalos de 95% de confiança. As comparações entre os grupos, para variáveis quantitativas, será realizada pelo teste *t* de *Student* para amostras independentes ou o teste não-paramétrico de *Mann-Whitney*, dependendo da distribuição das variáveis.

Para avaliação do erro do método foi utilizada Correlação de Pearson.

Para definição do padrão de distribuição das variáveis foi aplicado o Teste de Normalidade (*Kolmogorov-Smirnov* e *Shapiro-Wilk*).

Valores de $p < 0,05$ indicam significância estatística. Os dados das medidas foram organizados em planilha de dados utilizando o software Office EXCEL 2007 (Microsoft) e os cálculos estatísticos com o software SPSS Statistics 17.0.

5 RESULTADOS

Foram incluídos 34 indivíduos na pesquisa, 17 no grupo operado e 17 no grupo controle. No grupo operado 10 são do gênero masculino e 7 do feminino, sendo no grupo controle 7 masculinos e 10 femininos. Em ambos os grupos a idade mínima foi de 18 anos e a máxima no grupo dos operados foi de 48 anos e no controle de 44 anos.

A tabela 1 mostra a distribuição dos níveis de determinação das medidas lineares e angulares, nos dois grupos da pesquisa (operados e controle). O nível de determinação das medidas no grupo controle obedeceu a mesma distribuição do grupo operado.

Tabela 1: Especificação dos níveis de determinação das medidas nos dois grupos (operados e controle).

Número de níveis artrodesado	Nível de determinação das medidas (grupo operados)	Número de Indivíduo (grupo operados)	Nível de determinação das medidas (grupo controle)	Número de Indivíduos (grupo controle)
1 nível	C3 (C4-C5) *	1	C3-C4	8
	C5 (C6-C7) *	6	C4-C5	3
2 níveis	C3 (C4-C5-C6) *	5	C5-C6	6
	C4 (C5-C6-C7) *	2		
3 níveis	C3 (C4-C5-C6-C7) *	2		
	C4 (C5-C6-C7-T1) *	1		
Total		17		17

* os níveis entre parêntesis, correspondem ao segmento artrodesado.

A precisão do método foi testada utilizando-se Correlação de Pearson, para uma variável: x_1 , definido como a distância entre dois centros geométricos de vértebras consecutivas. Esta medida foi realizada no início da extensão máxima 2 vezes pelo mesmo observador, em 10 indivíduos do grupo controle e 10 pacientes operados

Tabela 2: Correlação de Pearson para medida do erro do método

Grupo	Correlação - Pearson	p-valor
Operado	0,99805	<0,0001
Controle	0,99880	<0,0001

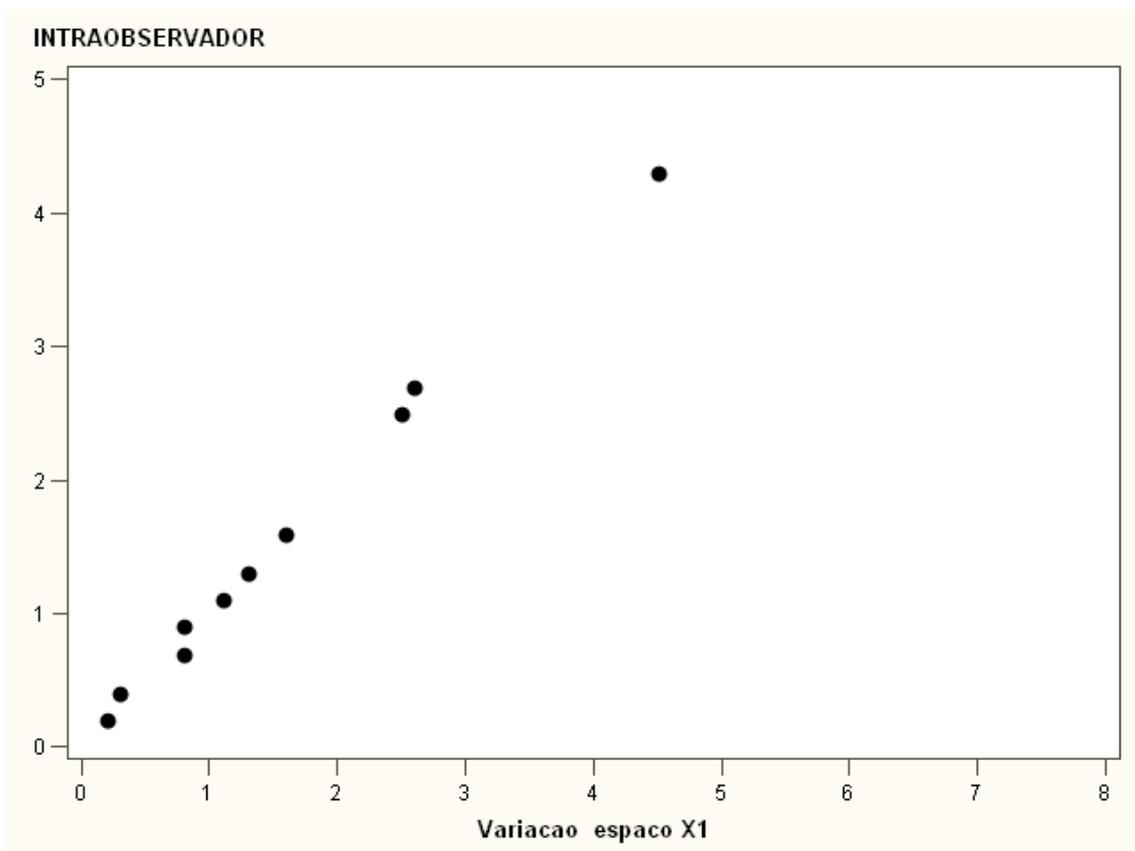


Gráfico 1: Correlação de Pearson para medida do erro do método no grupo operado

A tabela 3 contém os resultados dos testes de normalidade para velocidades lineares. Conforme resultados do teste de Shapiro-Wilk, para verificação da diferença de proporções entre as velocidades linear 1 nos dois grupos (operados e controle) será aplicado o teste U (*Mann-Whitney*) e para as velocidades lineares 2, 3 e média será aplicado o teste t (*Student*).

Tabela 3: Teste de normalidade para velocidades lineares

Grupo		Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
		Statistic	df	Sig.	Statistic	df	Sig.
Velocidade linear 1	Operado	,189	17	,110	,891	17	,048
	Controle	,132	17	,200*	,936	17	,271
Velocidade linear 2	Operado	,135	17	,200*	,938	17	,297
	Controle	,176	17	,168	,924	17	,169
Velocidade linear 3	Operado	,107	17	,200*	,957	17	,579
	Controle	,138	17	,200*	,931	17	,228
Velocidade média	Operado	,099	17	,200*	,990	17	,999
	Controle	,085	17	,200*	,975	17	,904

A tabela 4 contém os resultados dos testes de normalidade para velocidades angulares e aceleração. Para verificação da diferença de proporções entre as velocidades angulares 1 e 3 nos dois grupos (operados e controle) será aplicado o teste U (*Mann-Whitney*) e para as velocidades angulares 2, média e aceleração angular será aplicado o teste t (*Student*).

Tabela 4: Testes de normalidade para velocidades angulares e aceleração

Grupo		<i>Kolmogorov-Smirnov^a</i>			<i>Shapiro-Wilk</i>		
		Statistic	df	Sig.	Statistic	df	Sig.
Velocidade angular 1	Operado	,141	17	,200 [*]	,947	17	,405
	Controle	,225	17	,022	,873	17	,024
Velocidade angular 2	Operado	,099	17	,200 [*]	,937	17	,285
	Controle	,175	17	,176	,908	17	,093
Velocidade angular 3	Operado	,225	17	,022	,863	17	,017
	Controle	,158	17	,200 [*]	,843	17	,008
Velocidade angular média	Operado	,156	17	,200 [*]	,908	17	,093
	Controle	,120	17	,200 [*]	,954	17	,529
Aceleração angular média	Operado	,223	17	,024	,904	17	,079
	Controle	,213	17	,039	,906	17	,085

As tabelas 5 a 14 contém os resultados dos testes de normalidade para velocidades lineares, angulares e aceleração.

Tabela 5: Distribuição dos valores da média e desvio padrão para velocidade linear 1 nos dois grupos

	Grupo	Média (pixel/seg)	Desvio padrão (pixel/seg)
Velocidade linear 1	Operado	2,06	1,58
	Controle	1,77	1,25

Mann-Whitney U ($p = 0,743$)

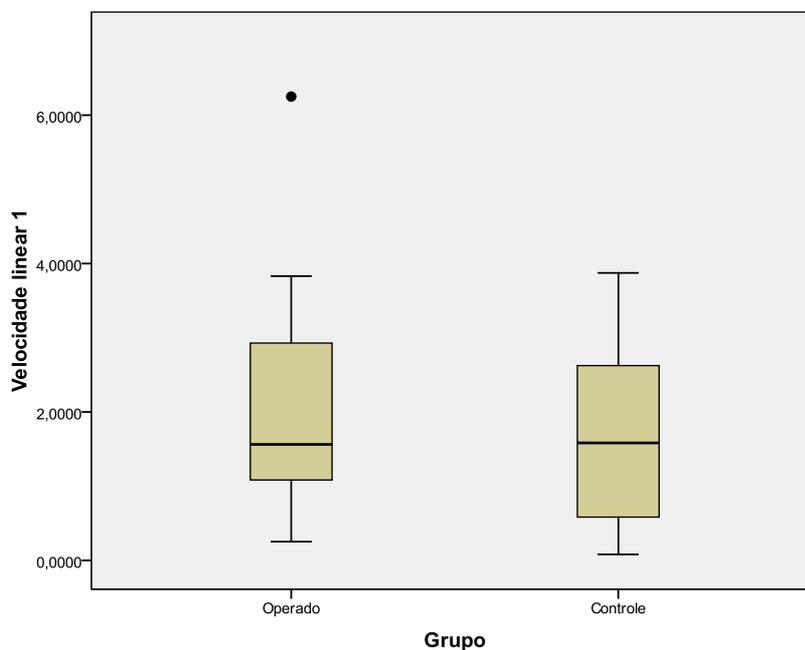


Gráfico 2: Distribuição dos valores da média e desvio padrão para velocidade linear 1 nos dois grupos

Tabela 6: Distribuição dos valores da média e desvio padrão para velocidade linear 2 nos dois grupos.

	Grupo	Média (pixel/seg)	Desvio padrão (pixel/seg)
Velocidade linear 2	Operado	1,70	1,20
	Controle	2,14	1,54

t de student (p = 0,355)

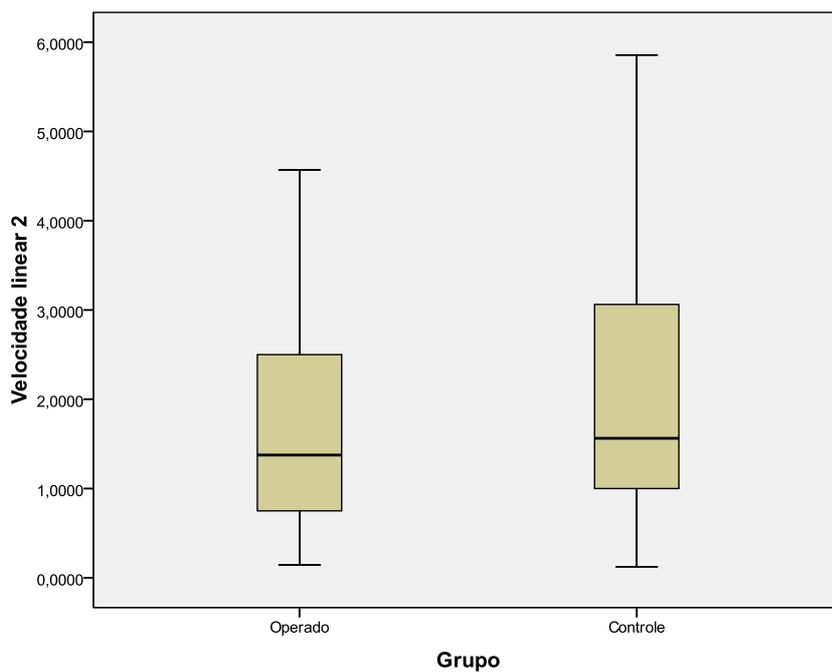


Gráfico 3: Distribuição dos valores da média e desvio padrão para velocidade linear 2 nos dois grupos

Tabela 7: Distribuição dos valores da média e desvio padrão para velocidade linear 3 nos dois grupos

	Grupo	Média (pixel/seg)	Desvio padrão (pixel/seg)
Velocidade linear 3	Operado	3,48	1,97
	Controle	1,76	1,31

t de student (p = 0,005)

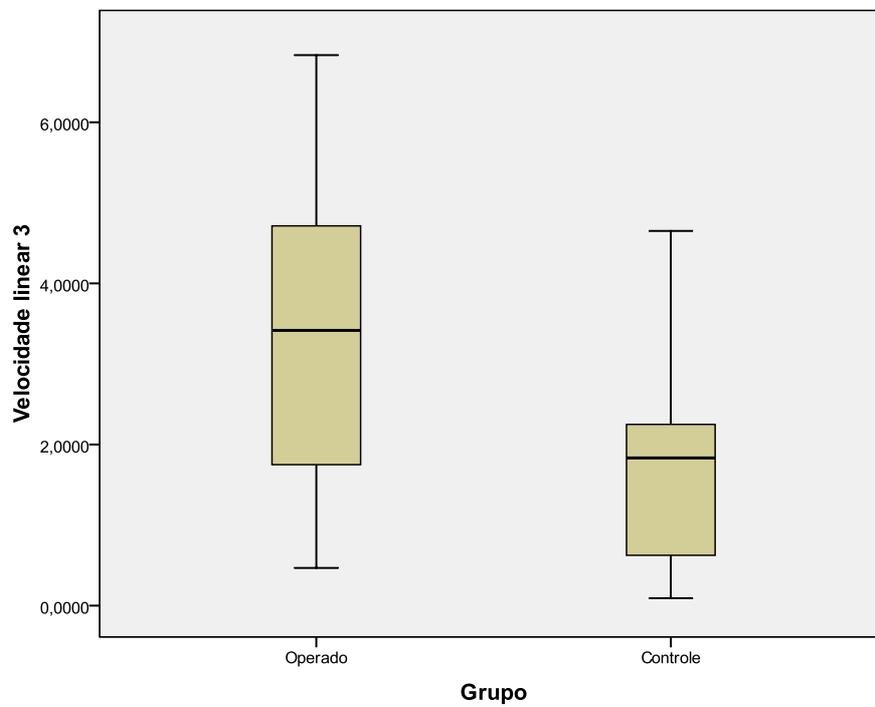


Gráfico 4: Distribuição dos valores da média e desvio padrão para velocidade linear 3 nos dois grupos

Tabela 8: Distribuição dos valores da média e desvio padrão para velocidade linear média nos dois grupos

	Grupo	Média (pixel/seg)	Desvio padrão (pixel/seg)
Velocidade linear média	Operado	2,40	0,61
	Controle	1,86	0,86

t de student (p = 0,041)

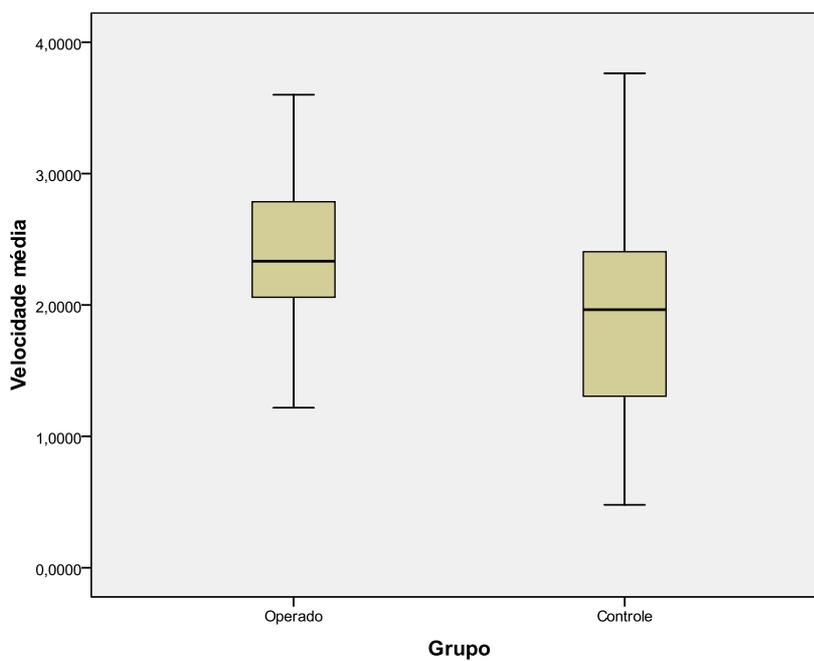


Gráfico 5: Distribuição dos valores da média e desvio padrão para velocidade linear média nos dois grupos

Tabela 9: Distribuição dos valores da média e desvio padrão para velocidade angular 1 nos dois grupos

	Grupo	Média (graus/seg)	Desvio padrão (graus/seg)
Velocidade angular 1	Operado	4,77	3,15
	Controle	6,16	6,22

Mann-Whitney U (p = 0,946)

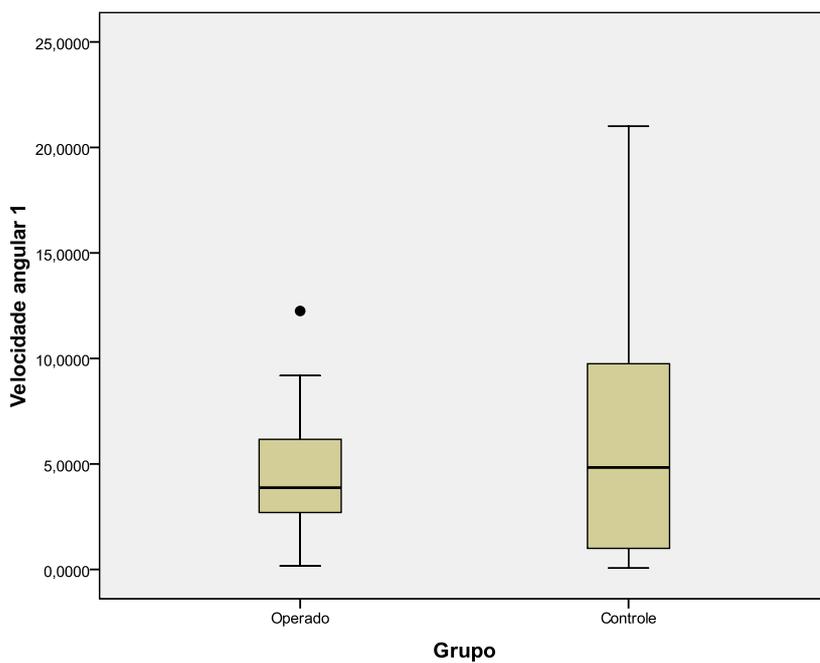


Gráfico 6: Distribuição dos valores da média e desvio padrão para velocidade angular 1 nos dois grupos

Tabela 10: Distribuição dos valores da média e desvio padrão para velocidade angular 2 nos dois grupos

	Grupo	Média (graus/seg)	Desvio padrão (graus/seg)
Velocidade angular 2	Operado	10,80	7,98
	Controle	7,51	5,73

t de Student ($p = 0,177$)

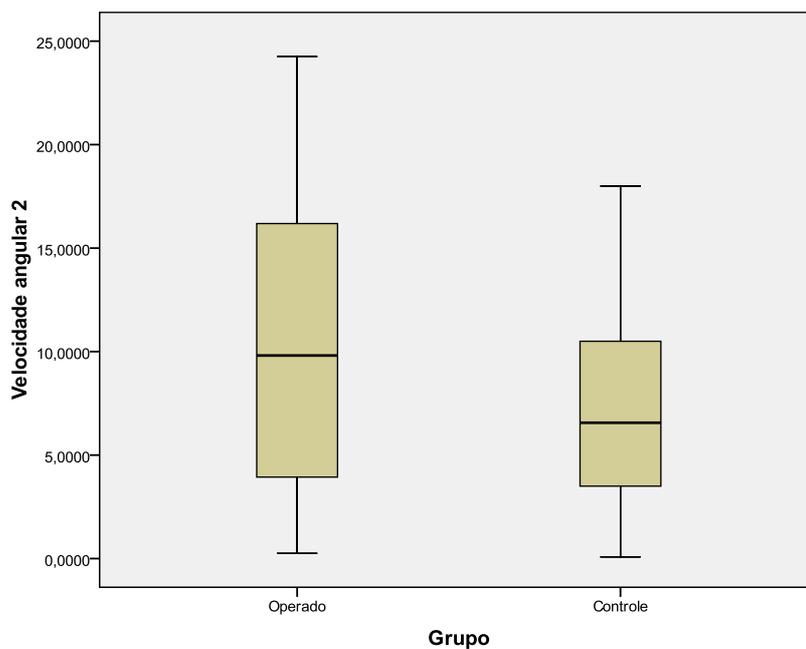


Gráfico 7: Distribuição dos valores da média e desvio padrão para velocidade angular 2 nos dois grupos

Tabela 11: Distribuição dos valores da média e desvio padrão para velocidade angular 3 nos dois grupos

	Grupo	Média (graus/seg)	Desvio padrão (graus/seg)
Velocidade angular 3	Operado	6,86	6,34
	Controle	5,17	3,34

Teste Mann-Whitney U (ρ -valor = 0,919)

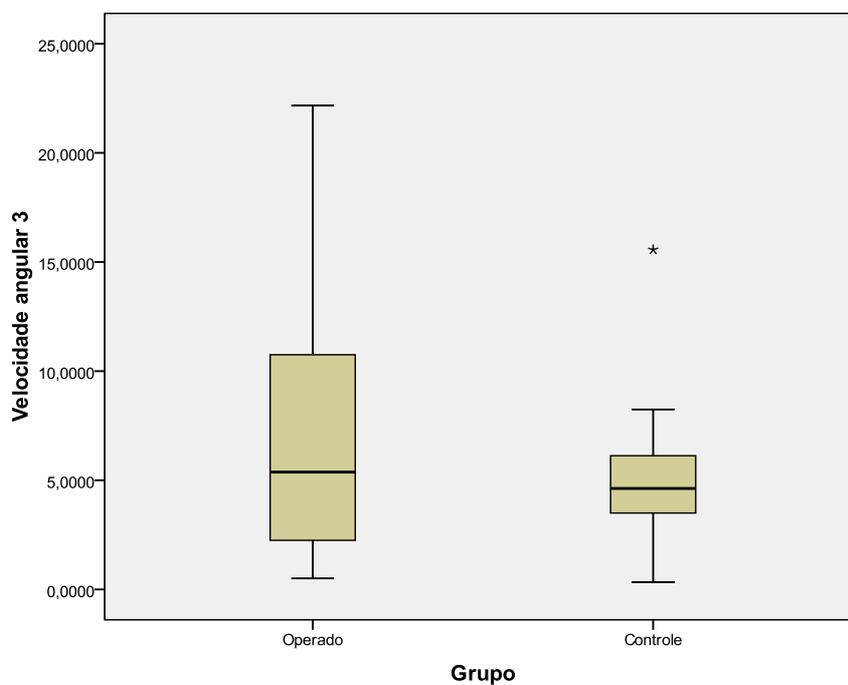


Gráfico 8: Distribuição dos valores da média e desvio padrão para velocidade angular 3 nos dois grupos

Tabela 12: Distribuição dos valores da média e desvio padrão para velocidade angular média nos dois grupos

	Grupo	Média (graus/seg)	Desvio padrão (graus/seg)
Velocidade angular média	Operado	7,83	3,22
	Controle	6,19	2,59

t de Student ($p = 0,111$)

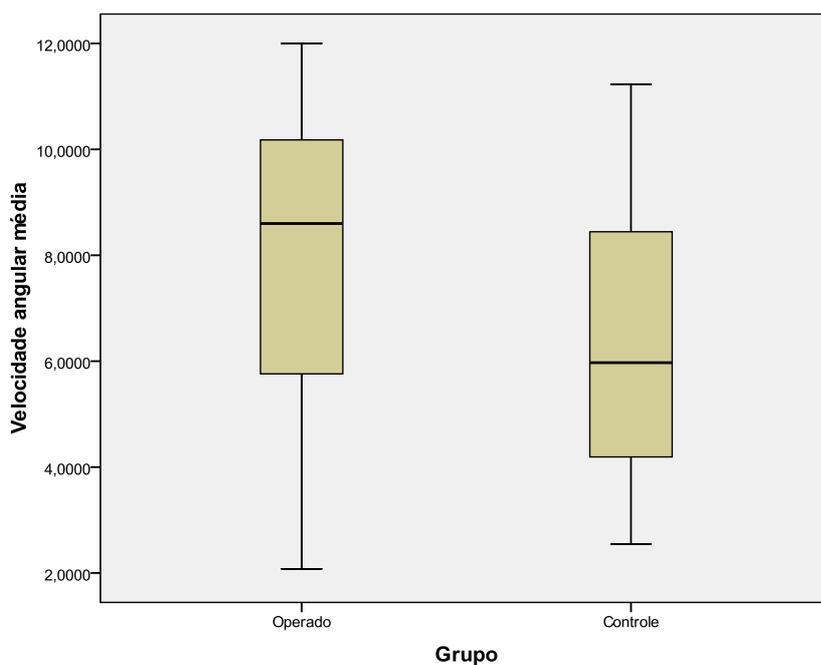


Gráfico 9: Distribuição dos valores da média e desvio padrão para velocidade angular média nos dois grupos

Tabela 13: Distribuição dos valores da média e desvio padrão para aceleração linear média nos dois grupos

	Grupo	Média (pixel/seg ²)	Desvio padrão (pixel/seg ²)
Aceleração linear média	Operado	0,38	0,64
	Controle	0,00	0,41

t de Student ($p = 0,051$)

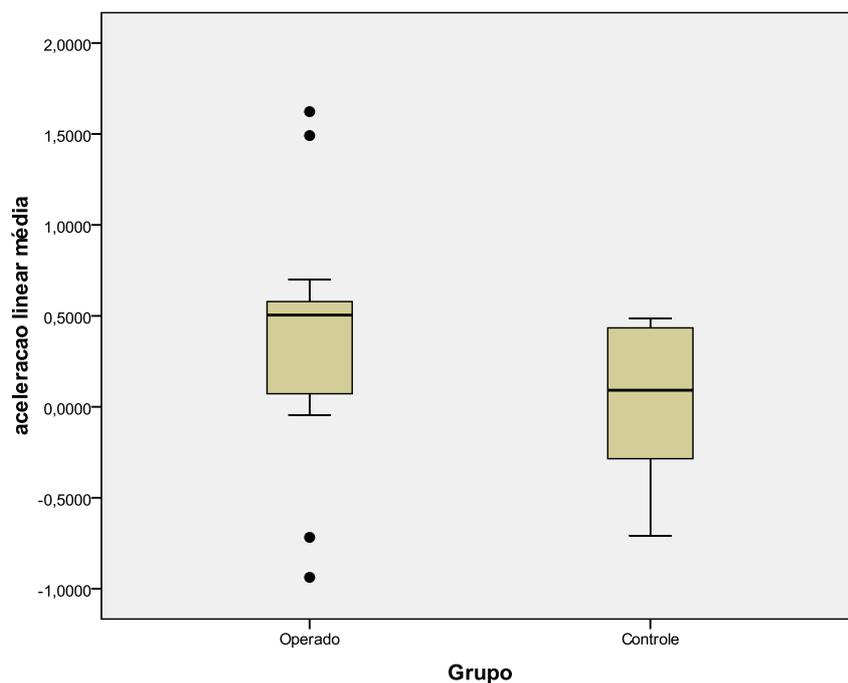


Gráfico 10: Distribuição dos valores da média e desvio padrão para aceleração linear média nos dois grupos

Tabela 14: Distribuição dos valores da média e desvio padrão para aceleração angular média nos dois grupos

	Grupo	Média (graus/seg ²)	Desvio padrão (graus/seg ²)
Aceleração angular média	Operado	0,57	2,00
	Controle	-0,33	1,92

t de Student ($p = 0,186$)

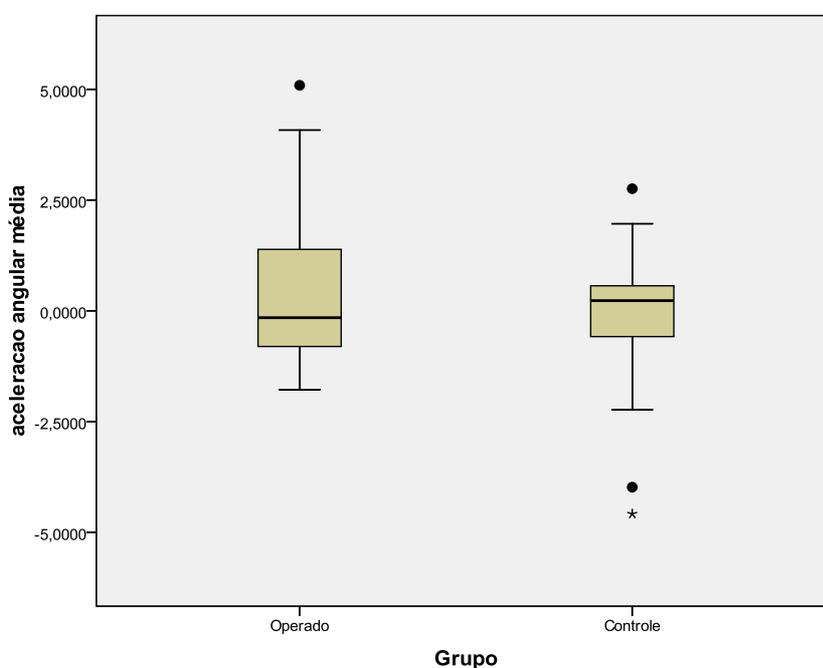


Gráfico 11: Distribuição dos valores da média e desvio padrão para aceleração angular média nos dois grupos

Baseado na análise estatística apresentada, observou-se diferença de proporções nas velocidades: linear 3 (correspondendo ao segmento final do movimento) e velocidade média entre os dois grupos. As demais velocidades (v_1 , v_2 e angulares) e acelerações não apresentaram diferença estatística de proporção entre os indivíduos operados e grupo controle.

6 DISCUSSÃO

O tratamento de compressões nervosas (radiculopatias e mielopatias) com o uso de artrodese cervical anterior apresenta excelentes resultados, com melhora clínica neurológica a curto prazo. Estudos de acompanhamento de pacientes por períodos mais longos, no entanto, reportam o surgimento de alterações discais nos níveis adjacentes em até 60% dos casos (CHERUBINO, P. *et al.*, 1990), sendo que em 7 a 15% dos casos estas alterações estão relacionadas ao reaparecimento de sintomas como radiculopatias e mielopatias (ISHIHARA, H. *et al.*, 2004). O aparecimento da doença discal do nível adjacente está relacionado ao aumento do estresse biomecânico, determinado pela artrodese (LEE, C. K., 1988). Dados biomecânicos indicam que o aumento compensatório de mobilidade no segmento adjacente se reflete em aumento do deslocamento do disco intervertebral e da pressão intradiscal (CHOW, D. H. *et al.*, 1996), porém dados clínicos não confirmam esta hipótese (GORE, D. R.; GARDNER, G. M.; *et al.*, 1986).

Outros estudos biomecânicos, utilizando radiografias de espécimes cadavéricos, demonstram que o aumento da amplitude de movimento (ROM: *range of motion*) no nível adjacente à artrodese está diretamente relacionado ao número de níveis fusionados, o que sugere existir uma compensação nos níveis adjacentes à artrodese com o objetivo de manter o arco total de movimento da região cervical (CUNNINGHAM, B. W. *et al.*, 2010).

Muitos artigos publicados sobre este tema se referem a alterações da coluna lombar (LEE, C. K., 1988) e nem sempre suas conclusões podem ser extrapoladas para a coluna cervical. A grande maioria utiliza análise de deslocamento translacional ou rotacional, ou aumento da pressão intradiscal como critério biomecânico de disfunção do nível adjacente (CHOW, D. H. *et al.*, 1996; PASQUALIN, V. D., 2008). A propriedade reológica do disco intervertebral, como material viscoelástico, sugere que alterações de velocidade e acelera-

ção translacional ou angular possam desempenhar um papel preponderante nesta fisiopatologia, explicando inclusive porque em alguns casos, aumentos evidentes da mobilidade do segmento adjacente não se associam a alterações degenerativas, e em outros, doença do nível adjacente é observada sem hiper mobilidade (BRON, J. L. *et al.*, 2009). O núcleo pulposo responde de forma diferente, comportando-se como material mais sólido, quando submetido a forças aplicadas em maior velocidade ou menor tempo. Contrariamente, quando submetido à mesma força em menor velocidade ou maior tempo, comporta-se como fluido. Desta forma, pode-se prever que as tensões transmitidas às fibras do ânulo fibroso sejam diretamente proporcionais às velocidades e inversamente proporcional ao tempo.

O presente estudo, baseado na análise cinemática com videofluoroscopia, aliado a uma ferramenta computacional que torna possível a determinação de velocidade e aceleração em pequenas e múltiplas articulações simultaneamente e com grande precisão, preenche uma lacuna importante e permite uma análise desde um ponto de vista adicional e diverso deste problema. Sem dúvida, a existência de alterações radiológicas ou clínicas, como parte da própria história natural da doença degenerativa discal, ainda impõe questionamentos remanescentes.

6.1 CONSIDERAÇÕES SOBRE A METODOLOGIA

Várias técnicas tem sido utilizadas para análises biomecânicas da coluna vertebral: radiografias convencionais, fluoroscopia, goniometria, estereofotogrametria, cinemetria, e videofluoroscopia (DVORAK, J. *et al.*, 1988; BABA, H. *et al.*, 1993b; GOFFIN, J. *et al.*, 1995; REITMAN, C. A.; MAURO, K. M.; *et al.*, 2004a).

O uso de radiografias convencionais, que possibilita avaliação anatômica e o entendimento da relação das vértebras tem seu uso limitado para avaliar movimentos, pois além

de ser um método pouco preciso para esta finalidade, expõe os indivíduos a doses muito altas de radiação ionizante, levando a riscos biológicos (REITMAN, C. A.; MAURO, K. M.; *et al.*, 2004b; WONG, K. W. *et al.*, 2006).

A goniometria, assim como a cinemetria e a videografia, muito utilizados em grandes articulações como joelho ou cotovelo, ou para avaliação de funções complexas, como a marcha, podem ser pouco confiáveis para a análise de pequenas e múltiplas articulações como ocorre na coluna cervical (WONG, K. W. *et al.*, 2006).

A estereofotogrametria, método invasivo, possui várias desvantagens: a necessidade de procedimento cirúrgico para o implante de marcadores ósseos, alteração do tônus muscular provocada por relaxantes musculares usados em anestesia, impossibilidade da realização de movimentos naturais com todos os músculos agonistas e antagonistas atuando simultaneamente.

A videofluoroscopia, permitindo a visualização das estruturas ósseas como numa radiografia, e o registro do movimento, associado a taxas relativamente menores de exposição a radiação (80%) (SILVEIRA, L. *et al.*, 2005), vem sendo cada vez mais aceita para a análise da cinemática articular da coluna. A videofluoroscopia, associada ao processamento digital de imagens, traz outros benefícios, como a possibilidade de visualização do movimento repetidas vezes, sua interpretação e realização de medições com ferramentas e recursos de softwares, torna o estudo, não somente estático, mas também dinâmico das articulações, mais preciso (REITMAN, C. A.; HIPPEL, J. A.; *et al.*, 2004b; WONG, A. *et al.*, 2009).

No presente estudo foi utilizado um aplicativo MatLab, desenvolvido no Programa de Pós-Graduação em Tecnologia em Saúde da Pontifícia Universidade Católica do Paraná, para o processamento semiautomático do centro geométrico da vértebra (permitindo a medição da translação linear), e das linhas posteriores do corpo vertebral (tangente posteri-

or, permitindo o cálculo da rotação angular entre vértebras cervicais) (PASQUALIN, V. D., 2008). Não foi possível a marcação automática dos pontos referenciais nas imagens das vértebras, porque a diferença de tons da escala de cinza nas imagens geradas pela videofluoroscopia é muito discreta, tornando difícil, e mais sujeita a erros, a aplicação da técnica de segmentação automática de vértebras.

Para a aquisição das imagens com videofluoroscopia, alguns cuidados necessitaram ser tomados para homogeneizar a coleta. Os indivíduos da pesquisa foram submetidos a um aprendizado do movimento, previamente à aquisição das imagens propriamente ditas. Para isto, foram realizados três movimentos de flexo-extensão, sem o uso de radiação, mas com o posicionamento adequado para o teste. Em estudo anterior, ficou demonstrada maior fidelidade da determinação da amplitude do movimento, entre o quarto e o sexto ciclos. As imagens que foram processadas para determinação das velocidades e acelerações corresponderam, neste estudo, ao segundo movimento com fluoroscopia, ou seja o quinto, considerando-se os três primeiros de aprendizagem (MANNION, A. F. *et al.*, 2000).

Outro elemento normatizador da aquisição das imagens foi o arco posicionado em frente ao paciente, dotado de “*leds*” que eram ativados numa frequência pré-programada. Durante os movimentos de aprendizagem, procurou-se orientar os indivíduos a realizar os movimentos, acompanhando os “*leds*” que se acendiam. Com isto, procurou-se evitar movimentos restritos à parte superior da coluna cervical, desvios do movimento no plano sagital e movimento excessivamente rápido, que poderia levar a distorção das imagens. Da mesma forma, movimento muito lento também foi evitado, impedindo que o paciente recebesse carga excessiva de radiação. Para evitar compensações de movimentação com o tórax ou quadril, na tentativa de acompanhar os leds, os sujeitos permaneceram sentados em uma cadeira com encosto, com o tórax fixado por meio de uma faixa elástica, de modo a estabilizar esta região. Apesar de não evitar completamente o movimento associado, o que

poderia ser conseguido, por exemplo, com o desenvolvimento de um colete específico para este fim, a condição anatômica das vértebras torácicas, pelo fato de estarem unidas à caixa torácica pelas costelas e o esterno, tem pouca mobilidade (HINO, H. *et al.*, 1999; ORDWAY, N. R. *et al.*, 1999; LANTZ, C. A. *et al.*, 2003).

6.2 CONSIDERAÇÕES SOBRE O ERRO DO MÉTODO (OBSERVADOR)

Foi utilizado um sistema manual de marcação de pontos de referências nas vértebras para a realização das medições. Utilizando o coeficiente de Pearson ficou demonstrado que a semelhança entre a primeira e a segunda medida foi de 99%, isto é, existe uma alta correlação entre as duas marcações.

Para uma avaliação mais precisa do erro do método, poderia ter sido realizado um maior número de observações da mesma medida pelo mesmo observador e poderia ter sido avaliada a variação interobservadores. Como no estudo anterior de Pasqualin (2008) o erro do método intraobservador foi considerado desprezível, não influenciando nos resultados da pesquisa (PASQUALIN, V. D., 2008), partimos do pressuposto que utilizando o mesmo aplicativo incorreríamos na mesma margem de erro ao medir as velocidades e as acelerações, que as que foram observadas medindo o deslocamento, uma vez que estes valores são funções daqueles. Por outro lado, como toda a avaliação foi realizada por um único observador, não interessou a variação interobservadores.

6.3 CONSIDERAÇÕES SOBRE RESULTADOS OBTIDOS

Os resultados obtidos no presente estudo são apresentados nas unidades de medida nas quais eles foram obtidos. Portanto, a velocidade linear é expressa em pixels/segundo. Considerando a metodologia desenvolvida para este estudo, o valor de 1 pixel é 2,1mm.

Para facilitar o entendimento das velocidades, em unidades mais usuais, foi realizada a conversão destes valores, que são apresentados na tabela abaixo.

Tabela 15: Conversão dos valores de velocidade linear média (pixels/seg para mm/seg)

	Grupo	pixel/seg	mm/seg
Velocidade linear média	Operado	2,40 ($\pm 0,61$)	5,04 ($\pm 1,28$)
	Controle	1,86 ($\pm 0,86$)	3,90 ($\pm 1,80$)

A velocidade angular foi obtida em graus/seg, e este foi o valor utilizado para os cálculos estatísticos. Utilizando-se uma tabela de conversão, foi possível apresentar estes resultados em radianos/seg (rad/seg) e em miliHertz (mHz) (medida de frequência).

Tabela 16: Conversão dos valores de velocidade angular média (graus/seg para radianos/seg e miliHertz)

	Grupo	graus/seg	rad/seg	mHz (miliHertz)
Velocidade angular média	Operado	7,83 ($\pm 3,22$)	0,14 ($\pm 0,06$)	21,75 ($\pm 8,94$)
	Controle	6,19 ($\pm 2,59$)	0,11 ($\pm 0,05$)	17,19 ($\pm 7,19$)

Foi observado, no presente trabalho, uma maior velocidade linear entre o segmento artrodesado e a vértebra superior, em relação ao grupo controle. A velocidade foi estudada em três segmentos, com a mesma duração de tempo. Apesar de se ter observado um aumento na velocidade média do arco total, a decomposição do movimento em três fases, mostrou que a última parte do arco de movimento apresentava os resultados mais distintos, com uma diferença de proporções entre os dois grupos com significância estatística. Os

dois segmentos iniciais do movimento não mostraram esta diferença de proporções. O fato de haver uma velocidade mais alta no segmento superior à artrodese, em comparação com mesmos níveis em indivíduos saudáveis, reforça a idéia de que, pelo comportamento reológico do disco, possa estar ocorrendo um importante estresse biomecânico sobre o disco intervertebral. O fato deste estresse biomecânico ocorrer na fase de hiperflexão do movimento, momento em que o núcleo pulposo do disco intervertebral está projetado posteriormente, só vem a reforçar a idéia de que o material viscoelástico do disco, tornando-se mais sólido pelo aumento de velocidade, exercerá maior tensão sobre as fibras colágenas do segmento posterior anulo fibroso, local onde mais frequentemente se observa a patologia discal (hérnias ou protrusões) que caracterizam a doença do nível adjacente (com manifestação clínica de radiculopatia ou mielopatia).

Além do aumento da velocidade na fase final do movimento de flexão cervical, de um modo menos significativo, a aceleração linear média entre os dois grupos mostrou uma tendência a diferença de proporções ($p = 0,051$). Este fenômeno, independentemente da velocidade, mas que também se mostrou maior no grupo de pacientes submetidos à artrodese do que no grupo controle, por ser também uma variável dependente do tempo, poderia sugerir um fator de estresse biomecânico adicional.

Da análise dos gráficos estatísticos, pode-se perceber nitidamente que, além do valor das velocidades ser maior no grupo de pacientes, a variância neste grupo é sempre maior que no grupo controle. Isto pode ser observado em todas as variáveis estudadas (velocidades lineares, angulares e acelerações), sugerindo uma maior constância no grupo controle (confirmado pelo menor desvio padrão). Assim, pode-se afirmar que o grupo controle, formado por indivíduos saudáveis, comporta-se de uma maneira mais homogênea. Isto faz pensar que no grupo de operados podem estar incluídos maior número de casos com com-

portamento biomecânico anômalo, por motivos que ainda não foi possível determinar, mas que pode ser objeto de estudos futuros.

A constatação biomecânica de impacto da artrodese no nível superior colabora com a hipótese de que cirurgias realizadas para o tratamento de doenças degenerativas podem, por si só, ser causa de progressão da doença. No entanto, a exata proporção em que a artrodese colabora para o desenvolvimento de doença no nível adjacente, ainda permanece indeterminado, pois alterações degenerativas em nível adjacente ocorrem também em indivíduos não operados, como parte do processo de progressão da própria doença degenerativa discal ou mesmo do processo de envelhecimento. Lawrence et al. (1998) observaram que doenças degenerativas ocorrem em quase metade da população acima de 65 anos, comparado com apenas 5% para indivíduos até 44 anos (LAWRENCE, R. C. *et al.*, 1998).

Em um estudo envolvendo o acompanhamento de longo-tempo de 409 pacientes submetidos a descompressão e fixação cervical por radículo e mielopatia, Hilibrand e Robbins (2004), com vistas a perceber alterações do nível adjacente, fizeram interessantes observações: cerca de 14% dos pacientes necessitaram cirurgia posterior por doença do nível adjacente. O risco maior de desenvolvimento de doença foi observado no grupo de pacientes que já apresentava, por ocasião da primeira cirurgia, evidências de alterações degenerativas no nível adjacente. Contrariamente ao que era esperado do ponto de vista biomecânico, estes autores observaram que, pacientes submetidos a múltiplos níveis de artrodese, tinham menor incidência de doença do nível adjacente que pacientes submetidos a cirurgia em um único nível (HILIBRAND, A. S.; ROBBINS, M., 2004).

Comparar os achados deste estudo com a literatura mostra-se um trabalho difícil, não só por se tratar de uma metodologia bastante particular, para não se dizer única, mas também por observarmos uma carência de citações de estudos de biomecânica, incluindo medições de velocidade e aceleração, na coluna cervical. Até mesmo a ênfase que se dá a

estes achados para justificar procedimentos menos invasivos (tratamento conservador, cirurgias minimamente invasivas, artroplastias), se apoiam em evidências mais clínicas, do que biomecânicas.

6.4 PROPOSTAS PARA TRABALHOS FUTUROS

- 1) Determinar se o aumento na velocidade da translação da vértebra superior considerando o índice de viscoelasticidade do disco intervertebral gera o aumento do stress ou tensão sobre as fibras do anulo fibroso e quantificar em valores numéricos.
- 2) Desenvolver aplicativos para o cálculo totalmente automatizado (baseado em segmentação automática) de deslocamentos, velocidades e acelerações, possibilitando o uso de rotina no controle e acompanhamento de pacientes submetidos a artrodese cervical.
- 3) Utilizar o modelo biomecânico aqui descrito para estudar as alterações biomecânicas decorrentes de procedimentos intradiscais (anuloplastia, nucleoplastia, disctografia) que possam vir a alterar a densidade ou a quantidade de líquido do disco intervertebral, mudando suas características reológicas.

7 CONCLUSÕES

A velocidade linear média entre um segmento artrodesado e a vértebra superior, na realização de um arco de movimento em flexão cervical é de 5,04 ($\pm 1,28$) mm/seg. Considerando-se o mesmo segmento, no grupo controle a velocidade observada foi de 3,90 ($\pm 1,80$) mm/seg.

A velocidade angular média no segmento adjacente à artrodese é de 0,14 ($\pm 0,06$) rad/seg, e no grupo controle 0,11 ($\pm 0,05$) rad/seg.

A aceleração linear média no segmento adjacente à artrodese é de 0,798 ($\pm 1,34$) mm/seg². No grupo controle a aceleração foi zero.

A aceleração angular média no grupo operado foi de 1,58 ($\pm 0,01$) rad/seg². No grupo controle foi de 0,12 ($\pm 0,01$) rad/seg².

Existe um aumento na velocidade linear média, devido especialmente a um incremento da velocidade na fase final do movimento de flexão, com uma diferença de proporções estatisticamente significativa entre os dois grupos (operados e controle).

Este estudo permite identificar um aumento do estresse biomecânico nos níveis adjacentes à artrodese cervical, porém não é suficiente para definir se as alterações discais que se desenvolvem no nível adjacente à fusão, caracterizando uma doença do nível adjacente, é consequência deste estresse ou faz parte da história natural de desenvolvimento da doença degenerativa da coluna cervical.

8 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Adams, M.A. e Roughley, P.J. What is intervertebral disc degeneration, and what causes it? **Spine (Phila Pa 1976)**, v.31, n.18, Aug 15, p.2151-61. 2006.

Aguiar, L.R., Martins, C., Pinheiro-Franco, J.L. e Vaccaro, A. O disco intervertebral - anatomia e aspectos patogênicos. In: J. L. Pinheiro-Franco, *et al* (Ed.). **Conceitos avançados em doença degenerativa discal lombar**. Rio de Janeiro: DiLivros, 2010. p.25-33.

Ahmadi, A., Maroufi, N., Behtash, H., Zekavat, H. e Parnianpour, M. Kinematic analysis of dynamic lumbar motion in patients with lumbar segmental instability using digital videofluoroscopy. **Eur Spine J**, v.18, n.11, Nov, p.1677-85. 2009.

Allard, P., Blanchi, J.-P. e Aïssaoui, R. Bases of three dimensional reconstruction. In: P. Allard, *et al* (Ed.). **Three dimensional analysis of human movement**. Champaign IL: Human Kinetics Pub, 1995. p.19-40.

Auerbach, J.D., Wills, B.P., Mcintosh, T.C. e Balderston, R.A. Evaluation of spinal kinematics following lumbar total disc replacement and circumferential fusion using in vivo fluoroscopy. **Spine (Phila Pa 1976)**, v.32, n.5, Mar 1, p.527-36. 2007.

Baba, H., Furusawa, N., Imura, S., Kawahara, N., Tsuchiya, H. e Tomita, K. Late radiographic findings after anterior cervical fusion for spondylotic myeloradiculopathy. **Spine (Phila Pa 1976)**, v.18, n.15, Nov, p.2167-73. 1993a.

_____. Late radiographic findings after anterior cervical fusion for spondylotic myeloradiculopathy. **Spine**, v.18, n.15, Nov, p.2167-73. 1993b.

Bogduk, N. e Mercer, S. Biomechanics of the cervical spine. I: Normal kinematics. **Clin Biomech (Bristol, Avon)**, v.15, n.9, Nov, p.633-48. 2000.

Bohlman, H.H., Emery, S.E., Goodfellow, D.B. e Jones, P.K. Robinson anterior cervical discectomy and arthrodesis for cervical radiculopathy. Long-term follow-up of one hundred and twenty-two patients. **J Bone Joint Surg Am**, v.75, n.9, Sep, p.1298-307. 1993.

Bono, C.M., Vaccaro, A.R., Fehlings, M., Fisher, C., Dvorak, M., Ludwig, S. e Harrop, J. Measurement techniques for lower cervical spine injuries: consensus statement of the Spine Trauma Study Group. **Spine**, v.31, n.5, Mar 1, p.603-9. 2006.

Braunstein, E.M., Hunter, L.Y. e Bailey, R.W. Long term radiographic changes following anterior cervical fusion. **Clin Radiol**, v.31, n.2, Mar, p.201-3. 1980.

Bron, J.L., Koenderink, G.H., Everts, V. e Smit, T.H. Rheological characterization of the nucleus pulposus and dense collagen scaffolds intended for functional replacement. **J Orthop Res**, v.27, n.5, May, p.620-6. 2009.

Bryan, V.E., Jr. Cervical motion segment replacement. **Eur Spine J**, v.11 Suppl 2, Oct, p.S92-7. 2002.

Cauthen, J.C., Kinard, R.E., Vogler, J.B., Jackson, D.E., Depaz, O.B., Hunter, O.L., Wasserburger, L.B. e Williams, V.M. Outcome analysis of noninstrumented anterior cervical discectomy and interbody fusion in 348 patients. **Spine (Phila Pa 1976)**, v.23, n.2, Jan 15, p.188-92. 1998.

Chaudhry, H., Ji, Z., Shenoy, N. e Findley, T. Viscoelastic stresses on anisotropic annulus fibrosus of lumbar disk under compression, rotation and flexion in manual treatment. **J Bodyw Mov Ther**, v.13, n.2, Apr, p.182-91. 2009.

Cherubino, P., Benazzo, F., Borromeo, U. e Perle, S. Degenerative arthritis of the adjacent spinal joints following anterior cervical spinal fusion: clinicoradiologic and statistical correlations. **Ital J Orthop Traumatol**, v.16, n.4, Dec, p.533-43. 1990.

Chesnut, R.M., Abitbol, J.J. e Garfin, S.R. Surgical management of cervical radiculopathy. Indication, techniques, and results. **Orthop Clin North Am**, v.23, n.3, Jul, p.461-74. 1992.

Chow, D.H., Luk, K.D., Evans, J.H. e Leong, J.C. Effects of short anterior lumbar interbody fusion on biomechanics of neighboring unfused segments. **Spine (Phila Pa 1976)**, v.21, n.5, Mar 1, p.549-55. 1996.

Clausen, J.D., Goel, V.K., Traynelis, V.C. e Scifert, J. Uncinate processes and Luschka joints influence the biomechanics of the cervical spine: quantification using a finite element model of the C5-C6 segment. **J Orthop Res**, v.15, n.3, May, p.342-7. 1997.

Cunningham, B.W., Hu, N., Zorn, C.M. e McAfee, P.C. Biomechanical comparison of single- and two-level cervical arthroplasty versus arthrodesis: effect on adjacent-level spinal kinematics. **Spine J**, v.10, n.4, Apr, p.341-9. 2010.

Dvorak, J., Froehlich, D., Penning, L., Baumgartner, H. e Panjabi, M.M. Functional radiographic diagnosis of the cervical spine: flexion/extension. **Spine**, v.13, n.7, Jul, p.748-55. 1988.

Ebara, S., Iatridis, J.C., Setton, L.A., Foster, R.J., Mow, V.C. e Weidenbaum, M. Tensile properties of nondegenerate human lumbar anulus fibrosus. **Spine (Phila Pa 1976)**, v.21, n.4, Feb 15, p.452-61. 1996.

Fehlings, M.G. e Arvin, B. Surgical management of cervical degenerative disease: the evidence related to indications, impact, and outcome. **J Neurosurg Spine**, v.11, n.2, Aug, p.97-100. 2009.

Fessler, R.G., Steck, J.C. e Giovanini, M.A. Anterior cervical corpectomy for cervical spondylotic myelopathy. **Neurosurgery**, v.43, n.2, Aug, p.257-65; discussion 265-7. 1998.

Fischgrund, J.S. e Herkowitz, H.N. Anterior surgical procedure for cervical disc disease. In: A. H.S. e J. M. Simpson (Ed.). **Surgery of the cervical spine**. Singapore: Martin Dunitz Limited, 1994. p.195-212.

Fraser, R.D., Bleasel, J.F. e Moskowitz, R.W. Spinal degeneration: pathogenesis and medical management. In: J. W. Frymoyer (Ed.). **The adult spine: principles and practice**. Philadelphia: Lippincott-Raven Publishers, v.1, 1997. p.735-759.

Goffin, J., Geusens, E., Vantomme, N., Quintens, E., Waerzeggers, Y., Depreitere, B., Van Calenbergh, F. e Van Loon, J. Long-term follow-up after interbody fusion of the cervical spine. **J Spinal Disord Tech**, v.17, n.2, Apr, p.79-85. 2004.

Goffin, J., Van Loon, J., Van Calenbergh, F. e Plets, C. Long-term results after anterior cervical fusion and osteosynthetic stabilization for fractures and/or dislocations of the cervical spine. **J Spinal Disord**, v.8, n.6, Dec, p.500-8; discussion 499. 1995.

Gore, D.R., Gardner, G.M., Sepic, S.B. e Murray, M.P. Roentgenographic findings following anterior cervical fusion. **Skeletal Radiol**, v.15, n.7, p.556-9. 1986.

Gore, D.R., Sepic, S.B. e Gardner, G.M. Roentgenographic findings of the cervical spine in asymptomatic people. **Spine (Phila Pa 1976)**, v.11, n.6, Jul-Aug, p.521-4. 1986.

Gregorius, F.K., Estrin, T. e Crandall, P.H. Cervical spondylotic radiculopathy and myelopathy. A long-term follow-up study. **Arch Neurol**, v.33, n.9, Sep, p.618-25. 1976.

Groth, K.M. e Granata, K.P. The viscoelastic standard nonlinear solid model: predicting the response of the lumbar intervertebral disk to low-frequency vibrations. **J Biomech Eng**, v.130, n.3, Jun, p.031005. 2008.

Guiot, B.H. e Fessler, R.G. Molecular biology of degenerative disc disease. **Neurosurgery**, v.47, n.5, Nov, p.1034-40. 2000.

Hilibrand, A.S. e Robbins, M. Adjacent segment degeneration and adjacent segment disease: the consequences of spinal fusion? **Spine J**, v.4, n.6 Suppl, Nov-Dec, p.190S-194S. 2004.

Hilibrand, A.S., Carlson, G.D. e Palumbo, M.A. Radiculopathy and myelopathy at segments adjacent to the site of a previous anterior cervical arthrodesis. **J Bone Joint Surg Am**, v.81, p.519-528. 1999.

Hino, H., Abumi, K., Kanayama, M. e Kaneda, K. Dynamic motion analysis of normal and unstable cervical spines using cineradiography: an in vivo study. **Spine**, v.24, n.2, Jan 15, p.163-8. 1999.

Hunter, L.Y., Braunstein, E.M. e Bailey, R.W. Radiographic changes following anterior cervical fusion. **Spine (Phila Pa 1976)**, v.5, n.5, Sep-Oct, p.399-401. 1980.

Iatridis, J.C., Weidenbaum, M., Setton, L.A. e Mow, V.C. Is the nucleus pulposus a solid or a fluid? Mechanical behaviors of the nucleus pulposus of the human intervertebral disc. **Spine (Phila Pa 1976)**, v.21, n.10, May 15, p.1174-84. 1996.

Inoue, H. e Takeda, T. Three-dimensional observation of collagen framework of lumbar intervertebral discs. **Acta Orthop Scand**, v.46, n.6, Dec, p.949-56. 1975.

Ishihara, H., Kanamori, M., Kawaguchi, Y., Nakamura, H. e Kimura, T. Adjacent segment disease after anterior cervical interbody fusion. **Spine J**, v.4, n.6, Nov-Dec, p.624-8. 2004.

Kolstad, F., Nygaard, O.P. e Leivseth, G. Segmental motion adjacent to anterior cervical arthrodesis: a prospective study. **Spine (Phila Pa 1976)**, v.32, n.5, Mar 1, p.512-7. 2007.

Kumar, M.N., Jacquot, F. e Hall, H. Long-term follow-up of functional outcomes and radiographic changes at adjacent levels following lumbar spine fusion for degenerative disc disease. **Eur Spine J**, v.10, n.4, Aug, p.309-13. 2001.

Kumaresan, S., Yoganandan, N. e Pintar, F.A. Finite element analysis of anterior cervical spine interbody fusion. **Biomed Mater Eng**, v.7, n.4, p.221-30. 1997.

Kuzhupilly, R. e Bell, G.R. Developmental spinal anatomy. In: A. R. Vaccaro, *et al* (Ed.). **Principles and practice os spine surgery**. Philadelphia: Mosby, 2003. p.3 - 33.

Lantz, C.A., Klein, G., Chen, J., Mannion, A., Solinger, A.B. e Dvorak, J. A reassessment of normal cervical range of motion. **Spine**, v.28, n.12, Jun 15, p.1249-57. 2003.

Lawrence, R.C., Helmick, C.G., Arnett, F.C., Deyo, R.A., Felson, D.T., Giannini, E.H., Heyse, S.P., Hirsch, R., Hochberg, M.C., Hunder, G.G., Liang, M.H., Pillemer, S.R., Steen, V.D. e Wolfe, F. Estimates of the prevalence of arthritis and selected musculoskeletal disorders in the United States. **Arthritis Rheum**, v.41, n.5, May, p.778-99. 1998.

Lee, C.K. Accelerated degeneration of the segment adjacent to a lumbar fusion. **Spine (Phila Pa 1976)**, v.13, n.3, Mar, p.375-7. 1988.

Macosko, C.W. Linear viscoelasticity. In: C. W. Macosko (Ed.). **Rheology: principles, measurements and aplications**. New York: Wiley-VCH, 1994a. p.109-126.

_____. Viscous Liquid - plastic behavior. In: C. W. Macosko (Ed.). **Rheology: principles, measurements and aplications**. New York: Wiley-VCH, 1994b. p.92-95.

Mannion, A.F., Klein, G.N., Dvorak, J. e Lanz, C. Range of global motion of the cervical spine: intraindividual reliability and the influence of measurement device. **Eur Spine J**, v.9, n.5, Oct, p.379-85. 2000.

Moore, K.L. The Back. In: K. L. Moore (Ed.). **Clinically oriented anatomy**. Baltimore: Williams & Wilkins, 1992. p.323-372.

Moore, K.L. e Dalley, A.F. Considerações gerais sobre o dorso e a coluna vertebral. In: K. L. Moore e A. F. Dalley (Ed.). **Anatomia orientada para a clínica**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2006. p.439-509.

Newman, M. The outcome of pseudarthrosis after cervical anterior fusion. **Spine (Phila Pa 1976)**, v.18, n.16, Dec, p.2380-2. 1993.

Omeis, I., Demattia, J.A., Hillard, V.H., Murali, R. e Das, K. History of instrumentation for stabilization of the subaxial cervical spine. **Neurosurg Focus**, v.16, n.1, Jan 15, p.E10. 2004.

Ordway, N.R., Seymour, R.J., Donelson, R.G., Hojnowski, L.S. e Edwards, W.T. Cervical flexion, extension, protrusion, and retraction. A radiographic segmental analysis. **Spine**, v.24, n.3, Feb 1, p.240-7. 1999.

Özkaya, N. e Leger, D. Introduction to biomechanics: basic terminology and concepts. In: N. Nordin e V. H. Frankel (Ed.). **Basic biomechanics of the musculoskeletal system**. Baltimore: Lippincot Williams & Wilkins, 2001. p.3-16.

Panjabi, M.M. e White, A.A., 3rd. Basic biomechanics of the spine. **Neurosurgery**, v.7, n.1, Jul, p.76-93. 1980.

Park, D.H., Ramakrishnan, P., Cho, T.H., Lorenz, E., Eck, J.C., Humphreys, S.C. e Lim, T.H. Effect of lower two-level anterior cervical fusion on the superior adjacent level. **J Neurosurg Spine**, v.7, n.3, Sep, p.336-40. 2007.

Pasqualin, V.D. **Análise do Impacto da artrodese anterior nos níveis adjacentes à fusão**. Programa de Pós-Graduação em Tecnologia em Saúde, Pontificia Universidade Católica do Paraná, Curitiba, 2008. 82 p.

Rao, R.D., Wang, M., Mcgrady, L.M., Perlewitz, T.J. e David, K.S. Does anterior plating of the cervical spine predispose to adjacent segment changes? **Spine (Phila Pa 1976)**, v.30, n.24, Dec 15, p.2788-92; discussion 2793. 2005.

Rauschnig, W. Anatomy and pathology of the cervical spine. In: J. W. Frymoyer (Ed.). **The adult spine: principles and practice**. Philadelphia: Lippincott-Raven Publishers, v.1, 1997. p.1057-1073.

Reitman, C.A., Hipp, J.A., Nguyen, L. e Esses, S.I. Changes in segmental intervertebral motion adjacent to cervical arthrodesis: a prospective study. **Spine (Phila Pa 1976)**, v.29, n.11, Jun 1, p.E221-6. 2004a.

_____. Changes in segmental intervertebral motion adjacent to cervical arthrodesis: a prospective study. **Spine**, v.29, n.11, Jun 1, p.E221-6. 2004b.

Reitman, C.A., Mauro, K.M., Nguyen, L., Ziegler, J.M. e Hipp, J.A. Intervertebral motion between flexion and extension in asymptomatic individuals. **Spine**, v.29, n.24, Dec 15, p.2832-43. 2004a.

_____. Intervertebral motion between flexion and extension in asymptomatic individuals. **Spine (Phila Pa 1976)**, v.29, n.24, Dec 15, p.2832-43. 2004b.

Rihn, J.A., Lawrence, J., Gates, C., Harris, E. e Hilibrand, A.S. Adjacent segment disease after cervical spine fusion. **Instr Course Lect**, v.58, p.747-56. 2009.

Schulze, M., Trautwein, F., Vordemvenne, T., Raschke, M. e Heuer, F. A method to perform spinal motion analysis from functional X-ray images. **J Biomech**, v.44, n.9, Jun 3, p.1740-6. 2011.

Scoville, W.B., Dohrmann, G.J. e Corkill, G. Late results of cervical disc surgery. **J Neurosurg**, v.45, n.2, Aug, p.203-10. 1976.

Shaw, M.T. e Macknight, W.J. Phenomenological treatment of viscoelasticity. In: M. T. Shaw e W. J. Macknight (Ed.). **Introduction to polymer viscoelasticity**. New Jersey: John Wiley & Sons, 2005. p.7-50.

Silveira, L., Loss, J., Cañeiro, J., Bernardes, C., Aldabe, D. e Araújo, M. Método para correção da distorção de imagens obtidas por fluoroscopia. **Radiologia Brasileira**, v.38, n.6, nov - dez. 2005.

Smith, G.W. e Robinson, R.A. The treatment of certain cervical-spine disorders by anterior removal of the intervertebral disc and interbody fusion. **J Bone Joint Surg Am**, v.40-A, n.3, Jun, p.607-24. 1958.

Utter, A., Anderson, M.L., Cunniff, J.G., Kaufman, K.R., Jelsing, E.J., Patrick, T.A., Magnuson, D.J., Maus, T.P., Yaszemski, M.J. e Basford, J.R. Video fluoroscopic analysis of the effects of three commonly-prescribed off-the-shelf orthoses on vertebral motion. **Spine (Phila Pa 1976)**, v.35, n.12, May 20, p.E525-9. 2010.

Wang, M.Y., Leung, C.H. e Casey, A.T. Cervical arthroplasty with the Bryan disc. **Neurosurgery**, v.56, n.1 Suppl, Jan, p.58-65; discussion 58-65. 2005.

Wolfwings. Pincushion distortion visual example 2008.

Wong, A., Dunk, N.M. e Callaghan, J.P. A systematic approach to feature tracking of lumbar spine vertebrae from fluoroscopic images using complex-valued wavelets. **Comput Methods Biomech Biomed Engin**, v.12, n.5, Oct, p.607-16. 2009.

Wong, K.W., Luk, K.D., Leong, J.C., Wong, S.F. e Wong, K.K. Continuous dynamic spinal motion analysis. **Spine**, v.31, n.4, Feb 15, p.414-9. 2006.

Yoganadan, N., Halliday, A.L., Dickmann, C.A., Benzel, E.C. Practical anatomy and fundamental biomechanics. In: E. C. Benzel (Ed.). **Spine Surgery - Techniques, complication avoidance, and management**. Cleveland: Elsevier, v.1, 2005. p.109-135.

Yoganandan, N., Halliday, A.L., Dickman, C.A. e Benzel, E.C. Practical anatomy and fundamental biomechanics. In: E. C. Benzel (Ed.). **Spine surgery: techniques, complication avoidance, and management**. Philadelphia: Elsevier Churchill Livingstone, v.1, 2005. p.109-135.

9 APÊNDICE

9.1 APÊNDICE A

PARECER CONSUBSTANCIADO DE PROTOCOLO DE PESQUISA



PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO PARANÁ
Núcleo de Bioética
Comitê de Ética em Pesquisa
Ciência com Consciência

PARECER CONSUBSTANCIADO DE PROTOCOLO DE PESQUISA

Parecer Nº **0005336/11**

Protocolo CEP Nº **6269**

Título do projeto **ANÁLISE DA VELOCIDADE E ACELERAÇÃO DA VÉRTEBRA SUPERIOR Á
ARTRODESE CERVICAL**

Grupo
Versão **1**

Protocolo CONEP **0300.0.084.000-11**

Pesquisador responsável **EDGAR MANUEL GARCETE FARINA**

Instituição **Pontifícia Universidade Católica do Paraná - PUCPR**

Objetivos

OBJETIVO(S) GERAL(IS)

- Mensurar a velocidade e aceleração linear e angular da vértebra superior a artrodese.

OBJETIVO(S) ESPECÍFICO(S)

- Medir a velocidade linear e angular da vértebra superior a uma artrodese cervical

- Medir a aceleração linear e angular da vértebra superior a uma artrodese cervical

- Comparar se existe relevância estatística nas diferenças da velocidade e da aceleração de vértebras entre um grupo de pacientes com artrodese e outro sem artrodese.

Comentários e considerações

O projeto prevê uma pesquisa a ser realizada utilizando o banco de dados de outro estudo de coorte realizado com 40 sujeitos divididos em dois grupos o que permitirá a relação de causa-efeito.

O estudo será realizado através da análise das imagens, já coletadas, por meio da videofluoroscopia.

-o cronograma apresenta datas que não condizem com a realidade do projeto.

-os custos apresentados não condizem aos gastos da mesmo e sim de outra pesquisa que já foi realizada.

Termo de consentimento livre e esclarecido e/ou Termo de compromisso para uso de dados.

TCLE - não se aplica

TCUD - presente e de acordo com os pressupostos éticos

Conclusões

O projeto encontra-se aprovado com as seguintes recomendações para a atualização do cronograma.

Devido ao exposto, o Comitê de Ética em Pesquisa da PUCPR, de acordo com as exigências das Resoluções Nacionais 196/96 e demais relacionadas a pesquisas envolvendo seres humanos, em reunião realizada no dia: **14/09/2011**, manifesta-se por considerar o projeto **Aprovado**.

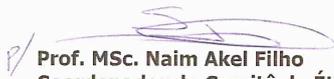
Situação Aprovado

Lembramos aos senhores pesquisadores que, no cumprimento da Resolução 196/96, o Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) deverá receber relatórios anuais sobre o andamento do estudo, bem como a qualquer tempo e a critério do pesquisador nos casos de relevância, além do envio dos relatos de eventos adversos, para conhecimento deste Comitê. Sallentamos ainda, a necessidade de relatório completo ao final do estudo.

Eventuais modificações ou emendas ao protocolo devem ser apresentadas ao CEP-PUCPR de forma clara e sucinta, identificando a parte do protocolo a ser modificado e as suas justificativas.

Se a pesquisa, ou parte dela for realizada em outras instituições, cabe ao pesquisador não iniciá-la antes de receber a autorização formal para a sua realização. O documento que autoriza o início da pesquisa deve ser carimbado e assinado pelo responsável da instituição e deve ser mantido em poder do pesquisador responsável, podendo ser requerido por este CEP em qualquer tempo.

Curitiba, 14 de Setembro de 2011.


Prof. MSc. Naim Akel Filho
Coordenador do Comitê de Ética em Pesquisa
PUC PR



9.2 APÊNDICE B

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO -MODELO CEP-

EU _____, RG
Nº _____, ESTOU SENDO CONVIDADO A PARTICIPAR DE UM ESTUDO DENOMINADO:

“ANÁLISE DA VELOCIDADE LINEAR E ANGULAR DA VÉRTEBRA SUPERIOR Á
ARTRODESE CERVICAL”.

Sei que para o avanço da pesquisa a participação de voluntários é de fundamental importância. Caso aceite participar desta pesquisa eu me submeterei a exame de videofluoroscopia.

Estou ciente de que minha privacidade será respeitada, ou seja, meu nome, ou qualquer outro dado confidencial, será mantido em sigilo. A elaboração final dos dados será feita de maneira codificada, respeitando o imperativo ético da confidencialidade.

Estou ciente de que posso me recusar a participar do estudo, ou retirar meu consentimento a qualquer momento, sem precisar justificar, nem sofrer qualquer dano.

Os pesquisadores envolvidos com o referido projeto são, Prof. Dr. Luiz Roberto Aguiar; Prof. Dr. Munir Antonio Gariba ; e Edgar Manuel Garcete Farina, com quem poderei manter contacto pelos telefones: (41) 3271-3000 e (41) 96301776 respectivamente.

Estão garantidas todas as informações que eu queira saber antes, durante e depois do estudo.

Li, portanto, este termo, fui orientado quanto ao teor da pesquisa acima mencionada e compreendi a natureza e o objetivo do estudo do qual fui convidado a participar. Concordo, voluntariamente em participar desta pesquisa, sabendo que não receberei nem pagarei nenhum valor econômico por minha participação.

Assinatura do sujeito de pesquisa

Prof. Dr. Luiz Roberto Aguiar

Prof. Dr. Munir Antonio Gariba Edgar Manuel Garcete Farina

Assinatura dos pesquisadores

Curitiba _____ de _____ de 2011

